Aus der Hals- Nasen- Ohren Universitätsklinik und Poliklinik Würzburg
Direktor: Prof. Dr. W. Kley

DIE QUANTIFIZIERTE RÖNTGENVERSCHATTUNG DER KIEFERHÖHLE ALS MASS FÜR IHREN PATHOLOGISCHEN ZUSTAND

INAUGURAL - DISSERTATION

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Peter Dworzak
aus Elgersburg

Würzburg, 8. Dezember 1980

1981

Aus der Hals- Nasen- Ohren Universitätsklinik und Poliklinik Würzburg
Direktor: Prof. Dr. W. Kley

E QUANTIFIZIERTE RÖNTGENVERSCHATTUNG DER KIEFERHÖHLE ALS MASS FÜR IHREN PATHOLOGISCHEN ZUSTAND

INAUGURAL - DISSERTATION

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Peter Dworzak
aus Elgersburg

Würzburg, 8. Dezember 1980

Referent : Prof. Dr. W. KLEY

Korreferent : Priv. Doz. Dr. Dr. W. RICHTER

Dekan : Prof. Dr. K.-H. WULF

Tag der mündlichen Prüfung: 26.2.1981

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Würzburg

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
A)	ALLGEMEINER TEIL	1
	I. Einleitung	1
	II. Anatomie, Topographie und Physiologie der Kieferhöhle	3
	III. Pathophysiologie, Klassifizierung und Quantifizierung entzündlicher Erkrankungen der Kieferhöhle	7
	IV. Die Röntgenaufnahme	11
	a) Theorie der Röntgenaufnahme	11
	b) Der Informationsgehalt einer Röntgenaufnahme	13
	c) Quantiative Röntgenbildanalyse	15
	1. Optische Verfahren	15
	2. Elektronische Verfahren	16
	d) Die Röntgenaufnahme der Kieferhöhle	18
B)	DURCHFÜHRUNG DER MESSUNG	21
	I. Ziel der Untersuchung	21
	II. Methodik der Messung	22
	III. Theoretische Grundlagen und Aufschlüsselung der gespeicherten Information der Röntgenaufnahme	23
	1. Allgemeine physikalische Grundlagen und Eigenschaften der Röntgenstrahlen	23
	2. Theorie der Belichtung des Röntgenfilmes	26
	3. Messung der Transmission des Kieferhöhlenbereiches in der Röntgenaufnahme	29
	4. Digitale Meßwerterfassung	35
	5. Digitale Verarbeitung der Meßwerte	39
	6. Programme und Erläuterungen	48

Seite

C) ERGEBNISSE UND DISKUSSION 65

I. Ergebnisse bei der automatischen Bestimmung der charakteristischen Verschattungsparameter Extinktionsintegral F_r, Transmissionsschwankung L_r der Kieferhöhlen in den Röntgenaufnahmen 65

II. Vergleich des berechneten Flächenintegrales F_r der Kieferhöhle mit der visuellen Auswertung 72

III. Zusammenfassung 75

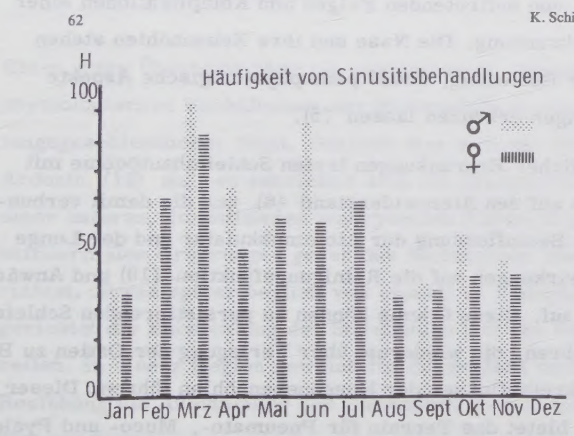
LITERATURVERZEICHNIS 80

A) ALLGEMEINER TEIL

I. EINLEITUNG

Die entzündlichen Erkrankungen der Nase und der Nasennebenhöhlen haben sowohl im Bereich der Allgemeinmedizin als der Kinderheilkunde einen erheblichen Stellenwert sofern man die Patientenzahl zugrunde legt. In der Hals- Nasen- Ohrenklinik ist schließlich eine Sinusitisbehandlung bei etwa 5 % des Patientengutes (1, 2) erforderlich.

Abb. 1



Akute Entzündungen können in der Regel in der Allgemeinpraxis und der Kinderpraxis behandelt werden, längerdauernde, therapeutisch-problematische Entzündungen mit ihren Komplikationen und Auswirkungen auf das Allgemeinbefinden erfordern hals-nasen-ohrenärztliche

Behandlung. Hier verschafft man sich mit Hilfe der Anamnese, der Prüfung der Luftdurchlässigkeit der Nase, dem klinisch-morphologischen Aspekt der Nasenschleimhaut und ihres Sekretes (Rhinoskopia anterior et posterior) einen Überblick über die anatomischen und pathologischen Verhältnisse der Nase und ihrer Schleimhaut. Die Röntgenaufnahme ergibt Informationen über die funktionell und anatomisch verbundenen Nasennebenhöhlen, die der direkten Betrachtung nur endoskopisch oder nach operativer Eröffnung zugänglich sind. Eine gute Übersicht über die Stirnhöhle und die Nasennebenhöhlen bietet die Röntgenaufnahme mit occipito-frontaler Aufnahmerichtung (3). Für die Siebbein- und Keilbeinhöhlendarstellung wird eine Röntgenaufnahme mit axialer Aufnahmerichtung vorgezogen (3). Weitere Informationen können Röntgenschichtaufnahmen (4) oder quantifizierte Auswertungen der Röntgenaufnahmen erbringen.

Die Notwendigkeit einer effizienten und raschen Behandlung ergibt sich aus der Möglichkeit von auftretenden Folgen und Komplikationen einer längerdauernden Erkrankung. Die Nase und ihre Nebenhöhlen stehen anatomisch in enger Beziehung, sodaß pathophysiologische Aspekte enge Wechselwirkungen erkennen lassen (5).

Als Folgen entzündlicher Erkrankungen treten Schleimhautödeme mit ihren Auswirkungen auf den Atemwiderstand (6) und die damit verbundene reflektorische Beeinflussung der Atemmuskulatur und der Lunge (7, 8, 9) sowie Auswirkungen auf die Reinigungsfunktion (10) und Anwärmung der Atemluft auf. Diese Ödeme können zu persistierenden Schleimhauthyperplasien führen, die wiederum über Verlegung der Ostien zu Behinderungen des Sekretabflusses der Nasennebenhöhlen führen. Dieser Pathomechanismus bietet das Terrain für Pneumato-, Muco- und Pyelocelen (11) sowie für ostitische Appositionen im Bereich des Ostiums der Nasennebenhöhlen (12); über lymphogene Ausbreitung (13) oder venöse Fortleitung (Zuckerkandl) (14, 15) können je nach allgemeiner und vor allem lokaler Abwehrbereitschaft (16) fortgeleitete, schwere Entzündungen (Meningitis, Enzephalitis) und bei bestimmter Virulenz der Krankheitserreger Phlegmonen entstehen (17).

Die angeführten, durch pathologisch-anatomische Zusammenhänge entstehenden Komplikationen müssen durch genaue diagnostische Erfassung der Basiserkrankung und durch effiziente Therapie soweit als möglich reduziert werden, damit aufwendige Behandlungsmaßnahmen nicht erforderlich werden. Es sei hier nicht zuletzt die Kostenfrage angeschnitten, die in der heutigen Zeit immer mehr an Aktualität gewinnt.

Die vorliegende Arbeit soll am Beispiel der Kieferhöhlenentzündung (sinusitis maxillaris) besonders in der therapeutisch-problematischen, chronischen Form aufzeigen, wie die quantifizierte Auswertung der Röntgenaufnahme zu genauerer Verlaufskontrolle der Erkrankung führen kann, insbesondere im Zusammenhang mit ihrer Behandlung.

II. ANATOMIE, TOPOGRAPHIE UND PHYSIOLOGIE DER KIEFERHÖHLE

Einen guten Überblick über die anatomischen, topographischen und physiologischen Verhältnisse der Kieferhöhle gewinnt man aus entwicklungsgeschichtlicher Sicht. Schließt man sich der Beschreibung von Ardouin (18) an, so entwickelt sich die Kieferhöhle frühzeitig aus einer unteren, im mittleren embryonalen Nasengang gelegenen Bucht ektodermalen Ursprunges gegen das Mesenchym des Oberkiefers gerichtet. Etwas später beginnt von cranial an gleicher Stelle nach oben gerichtet die Entwicklung der Stirnhöhlen und die vorderen Siebbeinzellen. In dieser Region gewinnt die Augenblase nachbarschaftliche Beziehung als Ausstülpung des Zwischenhirnes in Richtung auf das Ektoderm zu.

Die Bedeutung der Nasennebenhöhlen ist nicht eindeutig geklärt. Funktionell erscheinen sie bedeutungsarm im Verhältnis zur Nasenhöhle. Die knöchernen Strukturen bilden Trajektorien und übertragen den Kaudruck der

Zähne auf die Schädelbasis. Die für die Kraftübertragung nicht benötigten Areale werden zu Hohlräumen und mit Nasenschleimhaut ausgefüllt. Verbindungen untereinander und zur Nasenhöhle bleiben bestehen. Während das Auge und die Hohlräume im Siebbein bereits bei Geburt deutlich ausgebildet sind, stellen sich die Kieferhöhlen bei Geburt im Vergleich zu später als kleine im oberen hinteren Anteil gelegenen Spalten dar. Erst mit zwei Jahren werden sie größer und röntgenologisch darstellbar (4). Die Zahnkeime nehmen den unteren Teil der späteren Kieferhöhle ein. Ihren Platz stellen sie erst im Pubertätsalter während der zweiten Dention zur Verfügung, sodaß die Kieferhöhlen ihr Volumen vergrößern können. Dentionsstörungen führen zu prominenten in die Kieferhöhle ragenden Vorwölbungen.

Die Kieferhöhle liegt als glattwandiger, gebuchteter Hohlraum im os maxillare und besitzt bis auf einen hiatus zur Nasenhöhle allseits knöcherne Abgrenzungen. Nach cranial bildet die Grenze zur Orbita die Knochenlamelle (facies orbitalis), des os maxillare, die ventral in den prozessus zygomaticus und frontalis übergeht. Letztere bilden einen Teil des knöchernen, kaudalen und medialen vorderen Orbitarandes. Medial reicht sie bis zur lamina orbitalis des Siebbeines. Die laterale Begrenzung der Kieferhöhle bildet das os maxillare, die kaudale der prozessus alveolaris und palatinus des os maxillare. Die knöcherne Begrenzung zur Nasenhöhle bildet die dünne facies nasalis des os maxillare unterbrochen durch den hiatus maxillare. Im hinteren Anteil wird letzterer durch die lamina perpendicularis des os palatinum verschlossen, der restliche Teil durch die lamina orbitalis des Siebbeines, des prozessus uncinatus und die untere Nasenmuschel.

Die Ausdehnung der Kieferhöhle ist auf erblicher Basis individuell sehr verschieden. Sie variiert von kompletter Agenesie bis zu großer, weitverzweigter, in die Knochenfortsätze des os maxillare reichende Ausdehnung (19). Der pneumatisierte Hohlraum ist mit Schleimhaut ausgekleidet. Die obere Schicht der Schleimhaut besteht aus Zellen mit

Cilien, die den Sekrettransport übernehmen. Durch das autonome Nervensystem wird die zeitliche Folge der Cilienbewegung gesteuert. Die Bewegungsrichtung erfolgt sternförmig zum oben an der medialen Wand gelegenen Ostium in die Nasenhöhle. Unter dieser Zellschicht befinden sich die Basalzellen. Sie bilden die germinative Schicht der Schleimhaut. Dazwischen liegen die sekretbildenden Becherzellen. Im Bereich der Submucosa finden sich neben lockerem, kollagenen Bindegewebe einzelne Schleimdrüsen, arterielle und venöse Gefäße und Nervenendformationen. Im Bereich des Ostiums bilden die venösen Gefäße größere, kavernöse Hohlräume, die durch Blutfüllung zu vollständigem Verschluß des Ostiums führen können. Irritationen über nervöse und reflektorische Reize beeinflussen den Füllungszustand dieser Blutgefäße.

Durch die topographische Lage der Kieferhöhle zur Orbita und zur Zahnleiste läßt sie sich in der Röntgenaufnahme bei geeigneter Wahl des Strahlenganges gut darstellen. Die Topographie und die Anatomie spielen im Hinblick auf entzündliche Erkrankungen eine entscheidende Rolle.

Abb. 2 Röntgenübersichtsaufnahme der Kieferhöhlen mit occipitomentaler Projektionsrichtung

III. PATHOPHYSIOLOGIE, KLASSIFIZIERUNG UND QUANTIFIZIERUNG ENTZÜNDLICHER ERKRANKUNGEN DER KIEFERHÖHLE

Die topographische Beziehung der Kieferhöhle zu den Zähnen und die räumlichen und anatomischen Verbindungen zur Nasenhöhle sind für die Pathogenese entzündlicher Erkrankungen der Kieferhöhle bedeutend. Die dentogene causa einer Erkrankung hat ihren Ursprung in einem eitrigen Herd der benachbarten Zähne. Der zunächst abgekapselte Entzündungsherd kann durch Vergrößerung mit der Kieferhöhle Beziehung aufnehmen, indem er entweder in sie hineinwächst oder über Einschmelzung oder Aufbrechen zu einer Kommunikation führt. Der rhinogene Weg zu einer Erkrankung führt zumeist über eine katarrhalische Rhinitis. Über die Schleimhautverbindungen besteht durch das Ostium direkte Fortleitungsmöglichkeit der Infektion. Die Kieferhöhle besitzt die Möglichkeit sich der Fortleitung der Entzündung zu widersetzen einerseits durch die gegengerichtete Tätigkeit des Flimmerepithels, andererseits durch die Möglichkeit des Verschlusses des Ostiums durch die Schwellkörperpolster. Die Schutzfunktionen können jedoch nur in einem bestimmten Rahmen ihren Zweck erfüllen.

Die Erreger der katarrhalischen Rhinitis sind am häufigsten die Viren des Common-Cold, die Adenoviren und die Grippeviren. Die Common-Cold Gruppe führt meist nur zu kurzfristiger Entzündung, die Adenoviren befallen den gesamten Atemtrakt und die Grippeviren bewirken eine schwere Allgemeininfektion. Pathophysiologisch führen die Viren zu einer serösen Entzündung und Schwellung der Schleimhaut und je nach der Abwehrlage der Schleimhaut zu mehr oder weniger ausgeprägter Desquamation des Flimmerepithels. Das Sekret der Schleimhaut enthält neben unspezifischen,schützenden Substanzen wie Fermente, Lipide spezifische Antikörper. Die Virusinfektion führt über die direkten Erosionen zu erheblicher lokaler Abwehrschwäche gegenüber ubiquitär vorkom-

menden Eitererregern. Die Anfälligkeit gegenüber den Eitererregern wird verstärkt. Tritt eine Kombination von viralen und bakteriellen Krankheitserregern auf, entsteht eine hämorrhagische Entzündung, die über Zelldegeneration, Unterbrechung der Cilientätigkeit und Störung der Durchblutung zu einem vollständigen Zusammenbruch der lokalen Abwehr führt. Auf die Schädigungen folgt eine temporäre Funktionseinbuße des autonomen Nervensystems, mit Beeinflussung der lokalen Blutzirkulation. An diese jedoch ist der funktionelle und regenerative Zustand der Schleimhaut gekoppelt (16). Durch die Minderdurchblutung werden außerdem die Phagozytosemöglichkeiten und bakteriziden Serumaktivitäten eingeschränkt. Die beschriebenen, pathophysiologischen Gegebenheiten beziehen sich sowohl auf die Schleimhaut des Nasentraktes wie auch auf die der Nasennebenhöhlen.

Über die Störung der Nasenpassage infolge einer entzündlichen Schwellung der Schleimhaut kommt es zu Belüftungs- und Entleerungsstörungen der Kieferhöhle. Diese nehmen die zentrale Stellung bei der Entstehung der rhinogenen Sinupathie ein. Das Flimmerepithel der Kieferhöhle mit dem gezielten und konstanten Sekretstrom ostienwärts kann infolge des Passagehindernisses im Ostiumbereich seine Funktion nicht mehr erfüllen. Es können Muco-, Pyelo- und Pneumatocelen entstehen. Der circulus vitiosus Sekrettransportstörung, bakterielle Superinfiketion, Zunahme der Schädigung der Schleimhaut und Schwächung der Abwehr kommt in Gang. Ausschlaggebend für das weitere Schicksal der Kieferhöhle und ihrer Schleimhaut ist die Dauer des beschriebenen Krankheitsprozesses.

Naumann (20) systematisiert die entzündlichen Kieferhöhlenerkrankungen im Lehrbuch für Hals- Nasen- Ohrenheilkunde von Behrends, Link und Zöllner nach pathologisch-anatomischen Gesichtspunkten:

In die akute katarrhalische Sinusitis mit Schwellung der Schleimhaut bei weitgehend enthaltenem Epithel

In die chronische katarrhalische Sinusitus mit Schleimhautverdickung und Bildung von Schleimhautpolstern
In die akut-eitrige und chronisch-eitrige Sinusitus mit Defekten und Degenerationen.

Shida (21) stellt der einfachen chronischen Sinusitis die fokale Form gegenüber. Als Eitererreger läßt sich Streptokokkus hämolyticus in 60 % der Fälle bestimmen. Im Blutbild findet sich Leukozytose und Blutsenkungsgeschwindigkeitserhöhung. Bjuggren (22) fand Altersabhängigkeit der Eitererreger. Bis zu vier Jahren überwiegen Pneumokokken, später Streptokokken. Kinnan (23) fand im Winter und Frühjahr besonders häufig Hämophilus influenza. Bevorzugt entstehen eitrige Sinusitiden im 2., 3. und 4. Lebensjahrzehnt (24).

Nach ätiologischen Gesichtspunkten spielen bei der chronischen Entzündung Antigen - Antikörperprozesse eine Rolle. Sowohl Inhalationsallergene als auch Bakterienantigene führen zu chronischer Entzündung mit den oben erwähnten pathophysiologischen Folgen für die Schleimhaut. Nach Eigler (25) geben große Kieferhöhlen mit tiefen Ausbuchtungen mehr Anlaß zu Sekrettransportstörungen als kleine.

Die Notwendigkeit der Behandlung erkrankter Kieferhöhlen ergibt sich aus den in der Einleitung erwähnten möglichen Komplikationen und aus der Erkrankungshäufigkeit. Van Dishoeck (2) errechnete im Jahre 1961 aus seinem Krankengut, daß 5 % der Bevölkerung sanierungsbedürftige, erkrankte Kieferhöhlen hätten.

Die Grundlage jeder Therapie ergibt sich aus den angeführten, pathophysiologischen Überlegungen. Der circulus vitiosus Sekrettransportstörung, bakterielle Superinfektion, Schädigung der Schleimhaut, Schwächung der örtlichen Abwehr muß unterbrochen werden. Dies kann erst geschehen nachdem ein genaues Bild über den pathologischen Zustand der erkrankten Kieferhöhle vorliegt. Dieses ergibt sich aus der pathologisch-anatomischen Beschaffenheit der Kieferhöhlenschleimhaut und des Kieferhöhlensekretes. Auf die etwas aufwendige, direkte, endoskopi-

sche Betrachtung der Kieferhöhle wird meistens verzichtet. Zudem ist der Zusammenhang zwischen dem Aussehen der Schleimhaut und dem histologischen Bild nicht immer eindeutig (26). Das Kieferhöhlensekret kann auf einfachem Wege durch einen relativ kleinen chirurgischen Eingriff wie der Punktion mit folgender Spülung zur Untersuchung gewonnen werden. Neben der Diagnose wird gleichzeitig ein Therapieeffekt erzielt. Die Stauung wird beseitigt, das Sekret kann auf pathogene Erreger untersucht werden.

Ein wesentliches Diagnoseelement stellt die Röntgenaufnahme dar. Sie ermöglicht einen guten qualitativen, wie quantitativen Überblick über die Sinupathie der Kieferhöhle (1). Sie gibt Auskunft über die anatomischen Verhältnisse und über die Lokalisation und den Grad der pathologischen Prozesse (27). Aus diesem Grunde wurde sie diagnostisch unerläßlich und ergänzt in ausgezeichneter Weise die klinische Untersuchung. McNeill und Axelsson (28, 29) haben in ihren Untersuchungen festgestellt, daß die Information, die aus der Röntgenaufnahme gewonnen werden kann, in mehr als 80 % der Fälle mit dem tatsächlichen Substrat der Kieferhöhle übereinstimmt. Je ausgeprägter sich die pathologischen Prozesse in der Röntgenaufnahme abbilden, desto genauer spiegelt sie den pathologischen Zustand wider. Es ist problematisch den Informationsgehalt der Röntgenaufnahme visuell so zu quantifizieren, daß auch geringfügige Differenzen in den Maßzahlen Relevanz besitzen. Besonders bei chronischen Entzündungen wäre es jedoch wünschenswert kleine Unterschiede in der Röntgenaufnahme zu verifizieren, damit relativ frühzeitig der Erfolg oder Mißerfolg der Therapie erkannt und gegebenenfalls verbessert werden kann. Aus diesem Grunde wird in der Arbeit ein Verfahren aufgezeigt, wie die Röntgenaufnahme in kleinen Abstufungen quantifiziert werden kann.

IV. DIE RÖNTGENAUFNAHME

a) Theorie der Röntgenaufnahme

Die Röntgenaufnahme speichert das Durchsichtbild eines Mediums, das durch zentrale Projektion eines Röntgenstrahlenbündels auf das Medium entsteht. Ein homogenes Objekt ergibt eine gleichartige Abbildung. Die Röntgenstrahlen werden entlang ihres Weges durch das Objekt in ihrer Intensität gleichmäßig abgeschwächt. Ein inhomogenes Objekt ergibt strukturierte Abbildung. Die Röntgenstrahlen werden auf ihrem Weg durch die unterschiedlichen Teile des Objektes verschieden stark abgeschwächt. Die Schwächung der Röntgenstrahlen hat ihre Ursachen in der Absorption und Streuung. Die Absorption und die Streuung wird bestimmt durch die Art der Atome, aus denen sich die durchstrahlte Materie zusammensetzt, durch die Dichte (Masse/Volumen) und Dicke des Mediums und die Wellenlänge der verwendeten Röntgenstrahlen. Die physikalischen Verhältnisse werden im Massenschwächungsgesetz beschrieben. Sie folgen Seite 23 ff.

Der Röntgenfilm wird durch die auftreffenden Röntgenstrahlen verändert. Die Röntgenstrahlen erzeugen entsprechend ihrer Intensität Silberradikale. Nach der Entwicklung des Filmes werden diese proportional der Dosis in Form von Schwärzungen sichtbar. Röntgenstrahlen hinterlassen demnach gemäß ihrer Schwächung beim Durchstrahlen des Objektes Kontrastunterschiede am Röntgenfilm. Nach der Entwicklung stellt dieser den zweidimensionalen Grundriß des durchstrahlten Gegenstandes dar. Die Kontrastunterschiede sind Ausdruck der Tiefe und Dichte des Gegenstandes einerseits und der Konsequenz der Filmqualität andererseits.

Die physikalischen Gesetzmäßigkeiten und Filmqualitätsmerkmale werden später beschrieben. Der Forderung, daß die Abbildung mit Röntgenstrahlen eine möglichst exakte Abbildung des Objektes darstellen soll und daß eindeutige Beziehungen zwischen jedem Abbildungspunkt und Objektpunkt bestehen sollen, kann das Röntgenbild aus den oben angeführten Gründen

nicht nachkommen. Man spricht deshalb besser von einer Röntgenaufnahme, damit auch sprachlich der Unterschied zu einem Lichtbild herausgestellt wird. Die medizinische Röntgenaufnahme stellt also nicht den durchstrahlten Gegenstand bildmäßig dar, sondern sie beinhaltet die topographische Verteilung organischer und mineralischer Stoffe vor allem Calcium. Zudem beinhaltet sie auch die Zahl der beteiligten Atome/Volumen, da gleichartige Substanzen gleichen Volumens desto stärker absorbieren, je mehr Atome sie im gleichen Raum enthalten. Das heißt je größer ihre Dichte ist.

Tab. 1 Die Dichte einiger Körperbestandteile ($g \cdot cm^{-3}$)

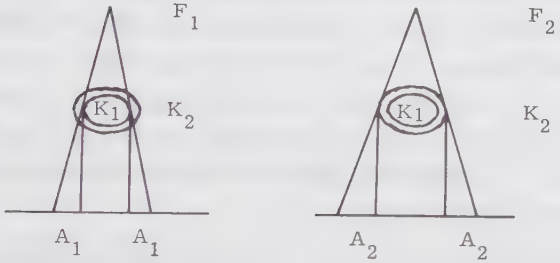
Wasser	1,0
Knorpel	1,09
Sonstige Weichteile, Blut, Galle, Serum, Harn	1,01 - 1,06
Fett	0,92
Knochen	1,9
Luft	0,0013

(aus Theorie des Röntgenbildes Lehrbuch der Röntgendiagnostik Bd.I).

Abschließend sei verwiesen auf die Strahlendivergenz bei der Aufnahmetechnik durch die Zentralprojektion, die eine Verzerrung der Konturen des abgebildeten Objektes aufzeichnet, die je nach Strahlenquelle - Objektabstand in der Größenordnung von 5 % liegt.

Um die Nachteile der Röntgenaufnahme auszugleichen wurden in gewissen Fällen zwei oder mehr Aufnahmen aus verschiedenen Projektionsrichtungen angefertigt, und auch übereinanderprojiziert. Um die letzte Jahrhundertwende wurden Schichtaufnahmetechniken (Drehung der Röntgenquelle um das Objekt) und Röntgenstereographie (zwei Röntgenquellen, 1896) entwickelt. Der Nachteil besteht in der unscharfen Ab-

Abb. 3 Verzerrung des inneren Randes K_1 des Ringes und des äußeren Randes K_2 des Ringes durch Zentralprojektion



F_1 = Fokus der Strahlenquelle 1 A_1 = scheinbare Objektvergrößerung K_1
F_2 = Fokus der Strahlenquelle 2 A_2 = scheinbare Objektvergrößerung K_2

bildung, der Vorteil in der genauen Erarbeitung der Tiefenlage einer Struktur in einem Objekt. Verwendet werden Röntgenstrahlen vorwiegend in der Medizin und in der Technik sowie Wissenschaft (Medizinische Röntgendiagnostik, Kennzeichnung von Metallinhomogenitäten und Rissen, Kristallgitterbestimmungen).

b) Der Informationsgehalt einer Röntenaufnahme

Die Röntgenaufnahme speichert wichtige Informationen über Dichte, Dicke und Zusammensetzung eines durchstrahlten Objektes. Struktur- und Gewebeunterschiede werden durch ihr Absorptionsvermögen und ihre topographische Anordnung erkennbar und in der Röntgenaufnahme in Form verschiedener nebeneinander liegender Schwärzungswerte sichtbar. Betrachtet man die Schwärzung unabhängig, ist die gesamte Information einer Röntgenaufnahme sehr groß. Zerlegt man die Aufnahme in 500 mal 500 Punkte und rechnet die 64 Schwärzungsstufen hinzu,

so beträgt der Informationsgehalt $1,5 \times 10^6$ bit (30). Löst man eine Röntgenaufnahme bezüglich ihres maximalen Informationsgehaltes auf, würde eine weit umfangreichere Datenmenge anfallen. Die limitierende Grenze der Abbildung zweier Objektpunkte in der Ebene liegt in der Körnigkeit der fotographischen Schicht des Röntgenfilms. Herkömmliche Röntgenfilme vermögen 1000 Schwärzungspunkte/mm abbilden, Objekte kleiner als 1 µm können nicht mehr aufgezeichnet werden. Die Körnigkeit wird durch die Größe der Teilchen der fotographischen Schicht und ihrem Abstand zueinander bestimmt.

Die Gesamtinformation der Röntgenaufnahme bilden die Schwärzungs- oder Grauwerte in ihrem Maße und ihrer topographischen Lage zueinander (Linien, Kreise, Figuren).

Visuell kann mit dem Auge über Vergleich und Vorinformationen, sowie genaue anatomische Kenntnisse des abgebildeten Objektes einschließlich seiner topographischen Beziehung zu benachbarten Strukturen eine bedeutende Anzahl der enthaltenen Informationen erkannt und bewertet werden. Zur visuellen Quantifizierung der Grauwerte einer Röntgenaufnahme bedarf das menschliche Auge des Vergleiches.

Nach dem Gesetz von Weber/Fechner werden vom Auge zwei Reize nur dann als unterschiedlich erkannt, wenn das Verhältnis der Reize einen bestimmten Schwellenwert überschreitet. Im mittleren Bereich verhält sich die Empfindungsgröße wie die Logarithmen der Reizstärke. Im Grenzbereich bedarf es größerer Unterschiede, damit sie erkannt werden. Das Auge registriert unter optimalen Bedingungen einen Intensitätsunterschied von 4 % (31). Der Umfang der Erkennungsbreite beträgt maximal 660 Helligkeitsunterschiede. Diese optimale Auflösung wird nur erreicht, wenn die Helligkeitsunterschiede stufenweise nebeneinander abgebildet sind (wie zum Beispiel bei visuellen Photometern). Das menschliche Auge ist in der Erkennung von Helligkeitsunterschieden von der Hell- oder Dunkeladaption abhängig (mittlere Reizstärken, Gesetz von Weber/Fechner). Die Quantifizierung der Schwärzungsgrade

in der Röntgenaufnahme mit dem Auge wird durch mehr oder weniger fließende Übergänge der Grauwerte, durch ihre absolute Helligkeit, durch Ausdehnung und Unterschiede benachbarter Grauwerte und durch die maximale Anzahl der enthaltenden Graustufen beeinflußt und auch erschwert.

c) Quantitative Röntgenbildanalyse

1. Optische Verfahren

Erstmals wurden im 19. Jahrhundert von Delesse (32) und Rosiwal (33) Methoden zur quantitativen Bildanalyse mikroskopischer Schnitte aufgezeigt (Volumenanteilbestimmung und Querschnittsflächenberechnung). In den dreißiger Jahren ersetzte Glagoleff (34) das Liniensystem durch Testpunkte (Punktzählokular). Flächen exakt auszurechnen war vor der Ära der elektronischen Rechner eine zeitaufwendige und arbeitsintensive Beschäftigung.

Als Hilfe für die visuelle Röntgenbildanalyse wurde der Agfaconter Äquidensitenfilm entwickelt. Dieser teilt die fotographische Vorlage stufenweise in Areale gleicher Schwärzung mit dem Verlust der scharfen Abbildung der Objektkonturen. Zur Quantifizierung und Identifizierung bestimmter Schwärzungen wird gleichzeitig eine Referenztreppe mitkopiert. Durch die stufenweise Anordnung der Schwärzungen wird die Quantifizierung erleichtert. Die Quantifizierung erfolgt durch den visuellen Vergleich. In der medizinischen Diagnostik wurde dieses Verfahren vorwiegend zur Dichtebestimmung besonders der knöchernen Strukturen angewendet.

2. Elektronische Verfahren

Unter dem Begriff der quantitativen elektronischen Bildanalyse wird eine Meßtechnik verstanden, die relevante Daten der Aufnahme einer Probe erfaßt und mit denen bestimmte Kenngrößen dieser Probe objektiv beschrieben werden (35). Erstmals angewendet wurde dieses Verfahren, gleichermaßen wie die optischen, bei der Auswertung mikroskopischer Bilder. Den zentralen Baustein stellt für dieses Analysesystem ein elektronischer Rechner dar.

Mitte der sechziger Jahre wurden automatische Aufnahmeanalysatoren entwickelt, die nach dem Prinzip der Fernsehaufnahme und Wiedergabetechnik arbeiten (36, 37). Die punktförmige Auflösung einer Röntgenaufnahme, die zeilenweise durchgeführt wird, erlaubt durch das zeitliche Nacheinander die Registrierung, sowie die Bearbeitung der einzelnen Meßpunkte in analoger Form. Darüber hinaus ermöglicht dieses Verfahren die Verarbeitung in einem elektronischen Rechner (vergleiche Rasterelektronenmikroskop). Die Weiterverarbeitung und Transformierung in Videosignale bietet vielfältige Möglichkeiten zur Bildverbesserung wie Anhebung der Kontraste, Selektion bestimmter Signale und Vergrößerung bestimmter Areale (38). Kannte man anfangs nur die Auswertung von Röntgenbildern, geht heute der Trend zur direkten Quantifizierung von Durchsichtsbildern ohne Zwischenspeicherung. Über die Differenzierung in Einzelwerte und die digitale Bearbeitung können quantitative Messungen erfolgen wie Flächen in bestimmten Kennlinien bestimmt, Strecken vermessen und Punkte gleicher Schwärzung bestimmt werden (30, 40).

Unter dem Gesichtspunkt der elektronischen Datenverarbeitung ist es gleichrangig ob die Röntgenimpulse direkt oder mit Hilfe einer Röntgenaufnahme aufgefangen werden.

In der Medizin haben die Videometrie und die Videodensitometrie Bedeutung erlangt. Beide Verfahren arbeiten nach den oben angeführten Prinzipien der Fernsehtechnik, wobei die "Röntgendichte" des durchstrahlten Gewebes aufgezeichnet wird.

Geringe Absorptionsunterschiede, wie sie in den Weichteilen und Flüssigkeiten des menschlichen Gewebes vorliegen (siehe Tab. 1), wurden durch die axiale Tomographie in jüngster Zeit weiter differenziert (41). Nach Hounsfield wird das endgültige Bild durch die Bestimmung des 'relativen Absorptionskoeffizienten' μ eines kleinen Ausschnittes menschlichen Gewebes konstruiert. Als Vergleichskoeffizient wird der des Wassers bezüglich Röntgenstrahlen herangezogen. Bei der Durchdringung des gleichen Gewebeausschnittes durch Röntgenstrahlenbündel der verschiedensten Richtungen ergibt sich ein korrigierter Koeffizient, der Absorptionsunterschiede aufzeigen kann, die unter 0,5 % liegen.

Mehrere Schwierigkeiten treten bei der automatischen Röntgenbildauswertung auf:

1. Die Zuordnung der Daten zur Topographie
2. Das Aufsuchen und die Abgrenzung interessierender Areale
3. Die Datenreduktion auf relevante Werte.

Durch die Vielfältigkeit der abgebildeten Strukturen ist man in der Regel gezwungen Markierungen zu setzen, bzw. Ausschnitte auf den Röntgenaufnahmen festzulegen. Dieses Verfahren bezeichnet man als halbautomatisches oder manuelles Analysesystem. Die Erfahrung des Untersuchers bei der Erkennung bestimmter Strukturen des abgebildeten Objektes fließt in die Untersuchung ein.

Ein weiteres Problem ist das der quantitativen Auswertung einer Röntgenaufnahme mit der Registrierung und Verfügbarkeit der anfallenden Meßdaten. Über den hohen "Informationsgehalt" einer Röntgenaufnahme wurde im vorausgegangenen Kapitel (S. 13) berichtet. Für eine rasche Verarbeitung muß die Zugriffszeit kurz sein. Verfügt die Rechenanlage nicht über eine genügende Anzahl von Kernspeichern, bedient man sich zweckmäßigerweise der Plattenspeicher. Durch manuelle Sichtung gelingt es, den Untersuchungsbereich einzuschränken und damit die Zahl der Meßwerte zu reduzieren, was sich in einem erheblichen Zeitgewinn niederschlägt. Nicht zuletzt aus diesem Grunde wird dies häufig angewendet. Als Beispiel werden die Untersuchungen von

Heuck und Schmitt (39) und Börner und Moll (42) bezüglich des Mineralsalzgehaltes des Knochens angeführt.

Bei den hier durchgeführten Untersuchungen - sie sind als halbautomatische Systeme zu bezeichnen - werden die Bereiche näherungsweise festgelegt.

d) Die Röntgenaufnahme der Kieferhöhle

Die Röntgenaufnahme der Kieferhöhle 65 kV Röhrenspannung und 0,6 sec Zeit, bietet einen guten qualitativen wie quantitativen Überblick über die Verhältnisse der Kieferhöhle und hat ihren festen Platz für die Erkennung von Krankheiten (siehe Abschnitt III). Infolge der komplizierten, anatomischen Lage in den knöchernen Schädelstrukturen (Abschnitte II) muß geeignete Wahl bei der Projektion der Aufnahme gewählt werden, um optimale Abbildung zu bekommen. Die Einstellung muß andererseits bei Kontrollaufnahmen Wiederholung in derselben Weise ohne besondere Schwierigkeiten erlauben.

Eine gute Darstellung der Kieferhöhle erbringt folgende Projektion: der Patient sitzt mit offenem Mund, den Kopf nach hinten geneigt, sodaß die Linie Kinn-Nasenspitze einen Winkel von 15 bis 20^{o} gegen die Vertikale aufweist. Die Strahlenrichtung verläuft horizontal von occipital nach frontal durch die Oberlippe. Die Pyramidenspitzen der Schläfenbeine werden in dieser Projektion kaudal des Kieferhöhlenbodens abgebildet. In der Regel genügt diese Röntgenaufnahme zur Beurteilung der Kieferhöhlenentzündung. Abgebildet wird kaudal die knöcherne Begrenzung der Kieferhöhle, die Zahnleiste des Oberkiefers, kranial die knöcherne Begrenzung der Orbita, die Orbitahöhle, die Stirnhöhlen, die Schädelkalotte, medial die Nasenhöhle und das Nasenseptum und lateral die Keilbeinhöhle sowie die knöcherne Kieferhöhlenbegrenzung. Mitabgebildet werden allseits die angrenzenden Weichteilgewebe.

Bei den rhinogenen, entzündlichen Prozessen reagiert zuerst die Schleimhaut der Kieferhöhle und dann erst die angrenzende Knochenwand. Es tritt

eine erkennbare, wandständige Verschattung der Kieferhöhle auf. Bei chronischer Entzündung mikrobieller oder allergischer Genese kann die gesamte Schleimhaut verdickt sein bis zur Ausfüllung der gesamten Höhle.

Bei Sekretstörungen werden niveauartige Begrenzungen der Verschattung gefunden oder vollständige Verschattung mit unscharfen Knochenstrukturen ebenso wie bei Muco- und Pyelocelen. Auch Zysten oder dentogene Entzündungen beginnen mit wandständiger Verschattung. An Hand der Röntgenaufnahme ist es schwierig über die Genese der Erkrankung eine Aussage zu machen. Weiterführende Untersuchungen wie bakteriologische, Zahnuntersuchungen sind oft für die Erkennung der Ursache der Erkrankung unerläßlich. Trotzdem erbringt die Röntgenaufnahme am raschesten Klärung ob und in welchem Ausmaße eine Erkrankung vorliegt und sie ist in der Behandlungsphase unerläßlich zur Kontrolle des therapeutischen Effektes.

Die Beschreibung der Kieferhöhlenerkrankung aufgrund der Röntgenaufnahme erfolgt herkömmlich durch visuelle Bewertung der abgebildeten Strukturen. Wichtige Punkte hierbei sind die knöcherne Begrenzung hinsichtlich der Konturen und ihre scharfe Abbildung, die Form und ihre Größe. Auf sie bezieht sich die Beschreibung der Darstellung der Schleimhaut in der Kieferhöhle - etwa wandständige Verschattung mit ihrer Lage -, oder Sekretspiegel. Zum Schluß werden die benachbarten Nasennebenhöhlen und die Nasenhöhle mit in die Bewertung einfließen.

Bestimmte Fehler können bei subjektiver Auswertung der Kieferhöhle in der Röntgenaufnahme hinsichtlich des Grades der Verschattung auftreten. Im Kapitel IV. b) wurde bereits dargelegt, daß die Erkennung von Kontrastunterschieden von der Helligkeit der Röntgenaufnahme, ihrer Vergleichsstrukturen und der Helladaptation des Auges abhängt. Auch unscharf abgebildete, oder Übereinanderprojektion von Knochengrenzen, können zu scheinbarer, aber tatsächlich nicht vorhandener, Verstärkung der Verschattung führen.

Weiter kann die Qualität der Röntgenaufnahme, besonders beim Vergleich zweier Aufnahmen, zu visueller Fehleinschätzung führen.

Hierzu zählt die Intensitätsschwankung der Röntgenstrahlung von Bild zu Bild. Diese tritt auch auf, wenn zwei Aufnahmen unter denselben Bedingungen hergestellt werden. Die Ursache liegt in Spannungsschwankungen der Röntgenröhre. Nach Angaben der Hersteller soll dieser Fehler unter 1 % liegen. Im weiteren können Röntgenfilmunterschiede bezüglich ihrer Gradatation und Empfindlichkeit zwischen den einzelnen Chargen und Herstellerfirmen angeführt werden. Die Entwicklung des Röntgenfilmes beinhaltet wenige Fehlermöglichkeiten. Sie erfolgt heute unter automatischen, konstanten Bedingungen (Durchlauf, Zeit, Temperatur). Die größten Helligkeitsunterschiede entstehen durch unterschiedlichen Fokus-Objektabstand. Es ist nur selten möglich denselben Fokus-Objektabstand in zwei Röntgenaufnahmen einzuhalten. Desgleichen könnnen Objektbewegungen nicht vollständig vermieden werden.

Die subjektiven Fehlerbeurteilungen sind bei der grob quantitativen Auswertung der Röntgenaufnahme unbedeutend. Bei differenziertem qualitativen Vergleich durch die Erkennung geringer Unterschiede zweier Aufnahmen fallen sie deutlich ins Gewicht. Aus diesem Grund wurde zur Erkennung kleiner Schwärzungsunterschiede und deren Auswertung sowie Beurteilung eine halbautomatische Meßmethode der Verschattung der Kieferhöhlenregion mit anschließender digitaler Verarbeitung herangezogen.

B) DURCHFÜHRUNG DER MESSUNG

I. ZIEL DER UNTERSUCHUNG

Das Ziel dieser Untersuchung besteht in der Erarbeitung eines quantifizierbaren Maßes für die Kieferhöhlenverschattung aus der routinemäßig angefertigten Röntgenaufnahme, ohne zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten. Das quantifizierte Maß läßt eine exakt abgestufte und objektive Kontrolle des Therapieerfolges durch konservative Maßnahmen erwarten.

Das Problem wird auf die Densitometrie der Röntgendarstellung eines occipitomentalen Schnittes entlang der maximalen Ausdehnung der Kieferhöhle begrenzt. Es wird angenommen, daß die Schleimhautbeschaffenheit der angrenzenden Teile bei entzündlichen Erkrankungen nur unwesentlich verändert ist, sodaß die Information repräsentativen Charakter hat. Als Maß für den pathologischen Zustand der Kieferhöhle wird

1. die Kieferhöhlenverschattung gewertet und zahlenmäßig ausgedrückt als normiertes Integral der Extinktion über die Schnittlänge. Es ist identisch mit dem mittleren Logarithmus der Schwächung der Röntgenstrahlen im Kieferhöhlenbereich und ein direktes Maß für die Schleimhautverdickung.
2. die mittlere Schwankung der Extinktion oder Transmission herangezogen. Sie informiert über Unregelmäßigkeiten der Schleimhautdicke, wie sie etwa in Verbindung mit polypösen Veränderungen zu erwarten sind.

   Im vorliegenden Fall liegen die mittleren Schwankungen der Eingabewerte zugrunde, die bei der selben Meßanordnung erhalten wurden

verwendet (siehe Teil III. 3., S. 45/46).

Die Maßzahlen F_r und L_r werden an einer Reihe von Patienten vor und während der Therapie erstellt und verschiedenartig verglichen. Die Röntgenaufnahmen entstammen einem Kollektiv therapeutisch-problematischer, chronisch-erkrankter Kieferhöhlen, wobei vor der Behandlung

und 8 bis 10 Tage nach Behandlungsbeginn eine Aufnahme vorliegt.

Bei diesen Basisuntersuchungen waren Korrelationen zu bestimmten, therapeutischen Verfahren noch nicht Gegenstand der Diskussion.

II. METHODIK DER MESSUNG

Die Silberkorndichte der Röntgenaufnahme entlang des occipitomentalen Schnittes wird von der Mitte der Orbita bis zur Zahnleiste über die Kieferhöhlenmitte densitometrisch vermessen (44, 45). Die Auflösung dieses Aufnahmeausschnittes in eine zeitliche Meßfolge erlaubt in der vorhandenen Anordnung nach 500facher Verstärkung über einen analog-digitalen Konverter die Meßwerte reproduzierbar zu digitalisieren und aufzuzeichnen. Die Digitalwerte sind proportional der Transmission der Röntgenaufnahme. Eine konstante Lichtquelle wird vorausgesetzt. Die Verstärkung der Spannungssignale paßt den Ausgang des Densitometers an den Eingang der Rechenanlage an, der den Spannungsbereich von -10 V bis +10 V umfaßt.

Um Röntgenbilder vergleichbar analysieren zu können, werden auf Grund unterschiedlicher Schwärzungsumfänge - die Erklärung hierfür wurde bereits gegeben - zwei Referenzwerte bestimmt. Hierzu eignen sich Strukturen, die sich auf der Röntgenaufnahme in der Regel konstant darstellen und zudem einen beträchtlichen Unterschied in der Silberkorndichte aufweisen. Die maximale Schwärzung der Orbita besitzt diese Voraussetzung. Sie zeigt sich im wesentlichen frei von Verschattungen und beinhaltet die Schädelkalotte, die dünnen, knöchernen Orbitawände und die Weichteilgewebe. Ebenso erfüllt die knöcherne Zahnleiste mit ihren Zähnen diese Bedingungen. Die mittlere Transmission des Orbitabereiches der Röntgenaufnahme ist sehr gering und wird auf 0 gesetzt.

Die maximale Transmission der Zahnleiste ist sehr hoch und wird auf 1

Die Transmissionswerte des Schnittprofiles der occipitomentalen Röntgenaufnahme werden im Kieferhöhlenbereich linear interpoliert. Die Logarithmen der Transmission sind Extinktionswerte und entsprechen der Schwärzung. Sie werden innerhalb der Grenzen des Kieferhöhlenbereiches zu einer fiktiven Fläche $F = \int_a^n E \cdot dx$ summiert und anschließend auf eine Einheitslänge normiert. Die Normierung ist ein mathematisches Verfahren, um unterschiedlich große und unterschiedlich groß abgebildete Kieferhöhlen vergleichen zu können.

Im Rahmen dieser Arbeit werden zu 248 Röntgenaufnahmen die Maßzahlen für die beiden Parameter F_r und L_r (siehe I.) erstellt. Die Parameter vor und während der Therapie werden statistisch überprüft.

Der Unterschied der Fläche $Fr_2 - Fr_1$, der sowohl positiv als auch negativ sein kann, wird zusätzlich in Relation zum visuellen Befund gesetzt.

III. THEORETISCHE GRUNDLAGEN UND AUFSCHLÜSSELUNG DER GESPEICHERTEN INFORMATION DER RÖNTGENAUFNAHME

1. Allgemeine physikalische Grundlagen und Eigenschaften der Röntgenstrahlen

Röntgenstrahlen entstehen durch Aufprall beschleunigter Elektronen auf bestimmte Materien. Die Wellenlänge der Röntgenstrahlen liegt im Bereich von $2,5 - 0,1 \cdot 10^{-10}$ m (Entdecker C. Röntgen 1895 in Würzburg). Sie werden von Materien relativ wenig geschwächt, breiten sich geradlinig aus und wirken auf fotographische Schichten, was in der Medizin zu diagnostischen Zwecken ausgenützt wird. Man unterscheidet weiche Strahlung mit der Wellenlänge $\sim 0,5 \cdot 10^{-10}$ m, mittlere Strahlung mit der Wellenlänge $\sim 0,45 \cdot 10^{-10}$ m und harte Strahlung $\sim 0,4 \cdot 10^{-10}$ m.

Die Schwächung beim Durchdringen von Materie entsteht durch Absorption, Streuung, Compton-Effekt und Paarbildung. Die Ausgangsintensität der Röntgenstrahlung wird durch die molekulare bzw. atomare Beschaffenheit des durchstrahlten Gewebes gemindert. Die Schwächung hängt von dessen chemischen Elementen und deren Ordnungs- und Massenzahlen im Periodensystem ab.

Die Intensitätsabnahme dI pro Schichtdickeneinheit dx ist für homogene Materie der Ausgangsintensität I_o proportional entsprechend folgender Formel

$$\frac{dI}{dx} = -\mu(\lambda) \cdot I_o$$

μ = Schwächungskoeffizient
λ = Wellenlänge.

Das Gesetz gilt vorrangig für Quanten einheitlicher Energie. Durch Integration der Gleichung erhält man das Schwächungsgesetz; es entspricht formal dem Lambert-Beer'schen Gesetz für Lichtabsorption.

$$\frac{I}{I_o} = e^{-\mu \cdot x}$$

$x = d \cdot \varrho$
d = Dicke des Gewebes
ϱ = Dichte des Gewebes (Zahl der beteiligten Atome)

Für Röntgenstrahlen gilt

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa$$

τ = Photoabsorptionskoeffizient

$$\tau = \tau_{Pb} \cdot 4 \cdot 10^{-7} \cdot \varrho \cdot \frac{Z^4}{A}$$

Z = Ordnungszahl
A = Massenzahl

σ = Streukoeffizient

$$\sigma = \sigma_{Pb} \cdot 0{,}22 \cdot \varrho \cdot \frac{Z}{A}$$

κ = Paarbildungskoeffizient

$$\kappa = \kappa_{Pb} \cdot 2{,}7 \cdot 10^{-3} \cdot \varrho \cdot \frac{Z^2}{A}$$

In Analogie zur Lichtabsorption könnte man den negativen Logarithmus der Transmission $\frac{I}{I_o}$ als Extinktion bezeichnen.

$$-\log\frac{I}{I_o} = \mu \cdot d \cdot \rho = E \qquad E = \text{Extinktion}$$

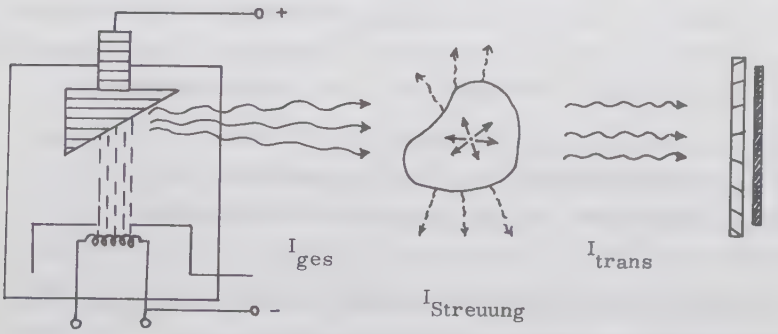
Die Absorption ergibt sich aus folgender Differenz

$$I_{abs} = I_{ges} - I_{trans} - I_{streu} - (I_{paar})$$

oder $A = 1 - T - S - P$

$I_{abs} / I_{ges} = A$ = Absorption
$I_{trans} / I_{ges} = T$ = Transmission
$I_{streu} / I_{ges} = S$ = Streuung
$I_{paar} / I_{ges} = P$ = Paarbildung

Abb. 4



Röntgenröhre Objekt Strahlenraster Röntgenfilm

Tab. 2 Ordnungszahl und Massenzahl einiger Elemente

	Ordnungszahl	Massenzahl
Wasserstoff	1	1,008
Kohlenstoff	6	12,01
Stickstoff	7	14
Sauerstoff	8	16
Natrium	11	22,99
Chlor	17	35,45
Calcium	20	40,08
Kalium	19	39,1

2. Theorie der Belichtung des Röntgenfilmes

Der transmittierte Anteil der Ausgangsintensität der Röntgenstrahlen durch ein Objekt erzeugt in den lichtempfindlichen Teilen des Röntgenfilmes, die in eine Trägersubstanz eingebettet sind, Silberradikale. Dieser Vorgang spielt sich in einem gewissen Bereich linear proportional zum log. der Strahlendosis (I·t) ab. Die lokale Silberbildung wiederum entspricht nach der Entwicklung des Röntgenfilmes dem örtlichen Schwärzungsgrad.

Der Proportionalitätsfaktor spiegelt die dem Röntgenfilm eigene Empfindlichkeit wieder und ist maßgebend für den Kontrast der Aufnahme.

Die folgende graphische Darstellung veranschaulicht diese Gegebenheiten. Abgebildet sind zwei unterschiedliche Schwärzungsfunktionen von Röntgen-

filmen verschiedener Empfindlichkeit und Gradation.

Abb. 5 (entnommen dem Lehrbuch für Röntgendiagnostik Bd. 1, Theorie des Röntgenbildes, H. Schinz (43)

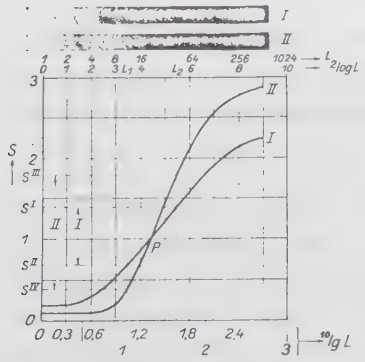


Abb. 24. Schematische Darstellung zweier Schwärzungskurven I und II mit verschiedener Schwellenempfindlichkeit und verschiedener Gradation. Darüber die zugehörigen, durch fortlaufende Verdopplung der Belichtung L erhaltenen Schwärzungsreihen.

Die Schwärzung einer Röntgenaufnahme wird aus der Schwächung eines Lichtbündels beliebiger Intensität I_o beim Durchtritt durch eine gleichmäßig geschwärzte Schicht berechnet, wobei die austretende Lichtintensität als I definiert wird. Der Logarithmus des Verhältnisses I_o zu I wird als Schwärzung S der Schicht bezeichnet und durch die Formel

$$\log \frac{I_o}{I} = S = k \cdot \log (I_R \cdot t) = k \cdot \log (I_{RO} \cdot e^{-\mu \cdot x} \cdot t)$$

k = Graduierung

zusammengefaßt.

Tab. 3

I_o	I	S
1	1/10	1
1	1/100	2
1	1/2	0,3

Die für einen Röntgenfilm charakteristische Schwärzungsfunktion (Abb. 5) wird durch gestaffelte Belichtung mit jeweils verdoppelten Lichtmengen ermittelt und der Logarithmus wird graphisch gegen die Schwärzungswerte aufgetragen.

Als Gradation wird der Winkel des steilsten Anstieges der Schwärzungskurve bezeichnet. Im geraden Verlauf der Schwärzungskurve ist die Schwärzung proportional dem log. der transmittierten Röntgenstrahlung. Die Gradation beschreibt die Güte des Röntgenfilmes. Je steiler die Schwärzungskurve verläuft, desto abgestufter werden geringe Absorptionsunterschiede abgebildet.

Das transmittierte Strahlenrelief des darzustellenden Objektes wird durch geeignete Technik bei der Aufnahme und geeignete Auswahl des verwendeten Röntgenfilmes im gesamten Schwärzungsumfang nur dann gut kontrastiert, wenn gleichermaßen die dichtesten wie die durchlässigsten Stellen des Objektes noch abgestufte Schwärzungen erkennen lassen. Diese Gegebenheiten müssen bei der Fertigung der Röntgenaufnahme berücksichtigt werden. Die Spannung (KV-Zahl) der Röntgenröhre und die Dauer (s) der Röntgenstrahlung wird so gewählt, daß sowohl das maximale wie das minimale Integral der transmittierten Röntgenstrahlung im linearen Funktionsbereich der charakteristischen Schwärzungskurve zu liegen kommt.

Die Größe der lichtempfindlichen Teilchen (Durchmesser $\sim 1\ \mu$) im Röntgenfilm und ihr Abstand zueinander bestimmen das Auflösungsvermögen von Objektdetails.

3. Messung der Transmission des Kieferhöhlenbereiches in der Röntgenaufnahme

Wie dargelegt, ergibt die Schwärzung der Röntgenaufnahme ein Maß für die Röntgendurchlässigkeit des abgebildeten Objektes. Die Strahlendivergenz bei der Abbildung bedingt eine Vergrößerung des Objektes um 5 % (errechnet nach dem Strahlensatz).

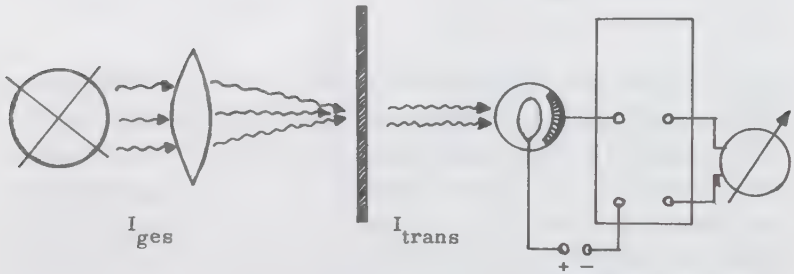
Die Transparenz der Röntgenaufnahme wird mit einem Densitometer gemessen. Die Meßwerte, sie liegen in Form von Spannungswerten vor, werden nach Verstärkung direkt einem Prozeßrechner zugeführt und auf Band gespeichert. Die Digitalisierungsfrequenz beträgt 500 Meßpunkte pro Sekunde. Um diese Geschwindigkeit zu erreichen, mußte der Densitometervorschub entsprechend beschleunigt werden. Bei einer Meßdauer von 1/500 s für einen Punkt spielt weder die Drift der Elektronik noch eine Helligkeitsänderung der Lichtquelle eine Rolle.

Die Transparenz oder auch Transmission wird, wie auf S. 22/23 erläutert, auf zwei Fixpunkte (Orbita und Zahnleiste) normiert. Durch Logarithmierung jedes normierten Meßwertes ergibt sich ein der Schwärzung proportionaler Wert, der zu diagnostischen Untersuchungen herangezogen werden kann. Da die Schwärzung proportional dem log. der Massenschwächung der Röntgenstrahlung ist, liefert sie ein direktes Maß für die Gewebebeschaffenheit.

Von besonderer Bedeutung ist, daß der Transportschlitten die Röntgenaufnahme mit konstanter Geschwindigkeit durch den Lichtstrahl des Densitometers zieht. Wird diese Bedingung nicht erfüllt, ist eine Zuordnung der Meßwerte zu ihrer Lokalisation nicht möglich. Die Röntgenaufnahme wird derart fixiert, daß der Meßstrahl auf einer Geraden durch Orbita- und Kieferhöhlenmitte verläuft. In jeder Röntgenaufnahme läßt sich diese Linie markieren (Abb. 7). Der lotrecht die Aufnahme durchdringende Lichtstrahl erzeugt in dieser eine Lichtfläche von 3 mm Länge und 0, 5 mm Breite. Die Größe der Lichtfläche liegt deutlich über der Körnigkeit eines Röntgenfilmes und ist somit von statistischen Schwankungen unabhängig.

Die folgende Skizze verdeutlicht den Meßvorgang.

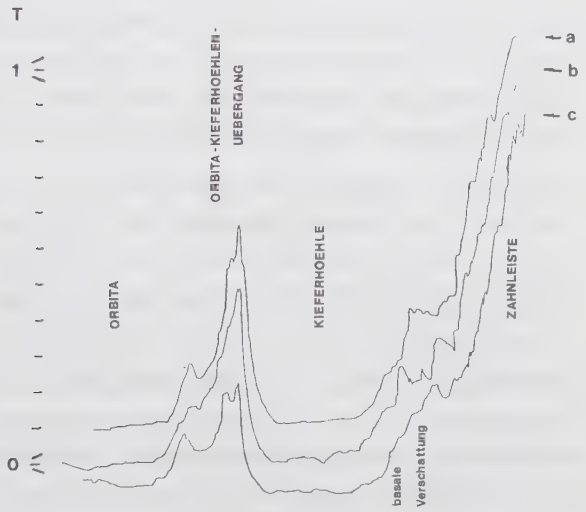
Abb. 6 Aufbau eines Densitometers

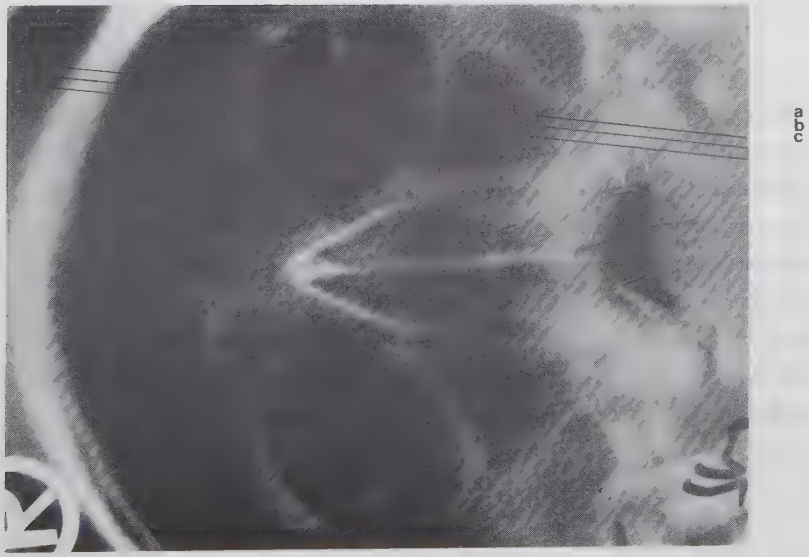


Die Ortsabhängigkeit der punktweise registrierten Transmission in der Scanrichtung wird mit dieser Meßtechnik in eine Zeitabhängigkeit transformiert. Im Bereich der größten Transmission der Röntgenaufnahme wird die Lichtintensität der Lichtquelle des Densitometers um die Hälfte geschwächt. Die Schwärzung beträgt definitionsgemäß 0, 3. Im Bereich der geringsten Transmission der Röntgenaufnahme, die durch eine Luftaufnahme ohne Objekt unter Anwendung der üblichen Röntgentechnik für Kieferhöhlenaufnahmen (65 kV und 0, 6 s) angefertigt wird, beträgt die Transmission 1/100, die Schwärzung S = 2. Die Schwärzungswerte um die Größenordnung 1 liefern die wichtigsten Informationen über die Beschaffenheit des menschlichen Gewebes.

Im ausgewählten Kollektiv der Röntgenaufnahmen sind diese Bedingungen erfüllt.

Abb. 7 Röntgenaufnahme mit graphischem Bild der Transmission dreier paralleler Scans im Abstand von 2 mm durch die Kieferhöhlenmitte





Zur Demonstration der Meßergebnisse wird die analoge Registrierung der Transmission mehrerer Röntgenaufnahmen mit einem Recorder angeführt (Abb. 7, 8, 9).

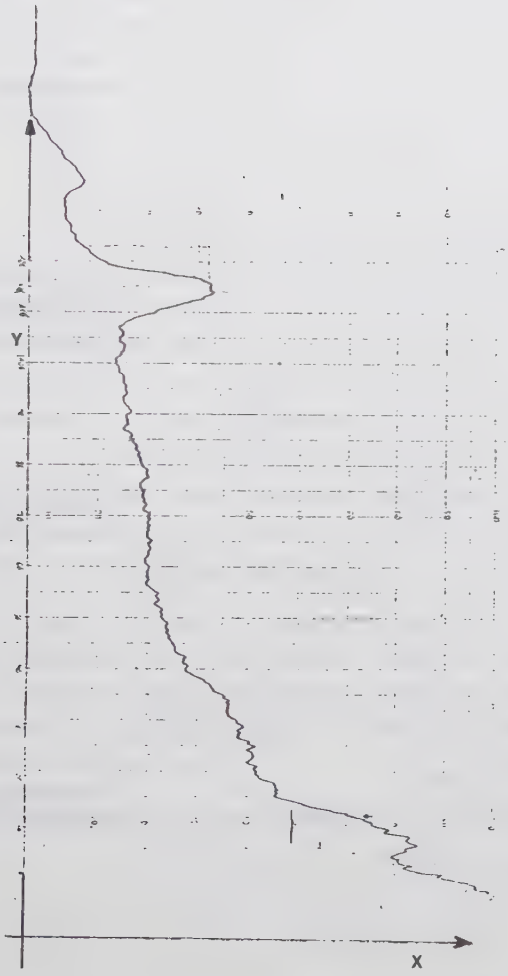
Die Verbindungslinien der gemessenen Transmissionswerte zeigen den jeweiligen Kieferhöhlenbereich in den Aufnahmen deutlich. Die Transmission des Kieferhöhlenbereiches nach der Therapie, wie sie Abb. 9 zeigt, kommt der Transmission der Orbita gleich. Die visuelle Befundung der Röntgenaufnahme ergibt eine schattenfreie Kieferhöhle.

Die visuelle Befundung der Röntgenaufnahme, die der Abb. 8 zu Grunde liegt, wird durch unklare Abgrenzung des Kieferhöhlenbereiches(durch die knöcherne Begrenzung)erschwert. Die Kieferhöhlengrenzen lassen sich nur an Hand anatomischer Kenntnisse bestimmen.

Die densitometrische Messung expliziert dagegen die Abgrenzung der Kieferhöhle zur Orbita und zur Zahnleiste. Besonders bei relativ hoher Verschattung erbringt die densitometrische Messung ausgezeichnete, der visuellen Wertung deutlich überlegene, Ergebnisse. Die Erklärung findet sich im allgemeinen Teil A) der Arbeit, in dem bereits beschrieben wurde, daß das Auge für Lichttransmission zwischen 10 % und 30 % ein ausreichendes Differenzierungsvermögen in der Abstufung von Grauwerten besitzt.

In der Graphik wird die Transmission festgehalten. Für die Berechnung wird die Extinktion (S. 45 ff) innerhalb der Kieferhöhle als Maß für die Schwächung der Röntgenstrahlen durch die Gewebebeschaffenheit und den Inhalt der Kieferhöhle gewertet. In die Flächenberechnung geht nur der Bereich unter dem Linienzug bis zur Abszisse ein, die durch das mittlere Orbitaniveau gelegt wird, wobei letzteres auf 0 % Transmission und die Zahnleiste auf 100 % Transmission gesetzt wird. Dadurch wird die Flächenberechnung von unterschiedlicher Aufnahmehelligkeit der Röntgenaufnahme, sowie der als nahezu konstant anzusehenden Basisabsorption des übrigen durchstrahlten Kopfgewebes unabhängig.

Abb. 8 Graphisches Bild der Transmission einer stark verschatteten Kieferhöhle



Orbitagebiet

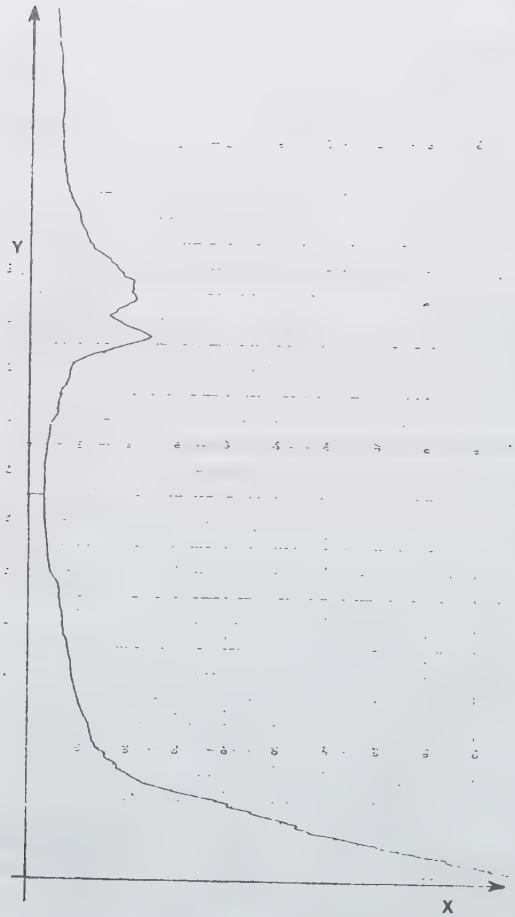
Orbita-Kieferhöhlen-übergang

Kieferhöhlengebiet

Kieferhöhlen-Zahnleistenübergang

X = Transmission
Y = Meßpunkte entlang des scans

Abb. 9 Graphisches Bild der Transmission der gleichen Kieferhöhle wie in Abb. 8, 10 Tage nach der Therapie



X = Transmission
Y = Meßpunkte entlang des scans

Der Vergleich der beiden Diagramme zeigt die unterschiedliche Darstellung des Kieferhöhlen-Orbita-Überganges desselben Objektes in zwei Aufnahmen. Kongruenz in zwei Röntgenaufnahmen desselben Objektes läßt sich nur schwer erreichen. Die hintere und die vordere knöcherne Struktur des Kieferhöhlen-Orbita-Überganges projizieren sich nur selten exakt übereinander. Auch durch unterschiedliche Geometrie in der anderen Ebene können Formunterschiede der Abbildung der Kieferhöhle in der Röntgenaufnahme auftreten.

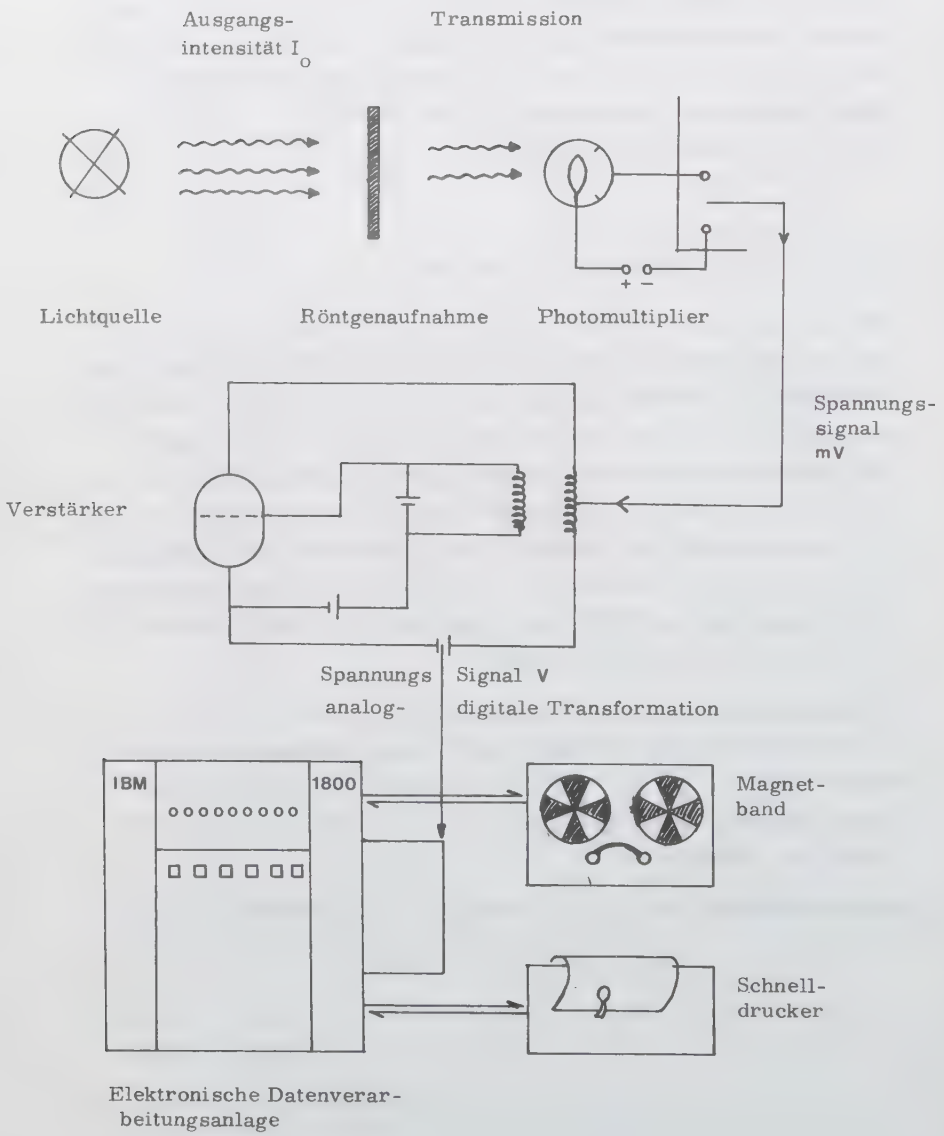
4. Digitale Meßwerterfassung

Wie bereits erwähnt, erfolgt die Meßwertregistrierung und Digitalisierung in einem Schritt mit der Rechenanlage. Digitalisiert wird mit 11 bit Genauigkeit. Die statistische Schwankung für ein und dasselbe Signal liegt weit unter 1 %. Die Abtastfrequenz beträgt 500 Hz. Entsprechend der Geschwindigkeit mit der das Röntgenbild die fixe Lichtquelle passiert - 3,5 cm/sec - wird die Transmission jeweils nach einer Strecke von 0,07 mm gemessen. Der Lichtstrahl besitzt die Breite von 0,5 mm, sodaß das Meßsignal bereits Summencharakter aufweist. Registriert werden je zwei Datensätze zu 960 Werten. In der Röntgenaufnahme entspricht dies einer Wegstrecke von 134,4 mm.

Die Rechenanlage registriert Spannungen bis $\pm$ 10 Volt. Um die volle Breite der Rechenanlage auszunutzen, wurde das Ausgangssignal des Densitometers $\sim \pm$ 4 mV 500 fach verstärkt. Der analog-digitale Konverter ordnet der Spannung von $\pm$ 10 V den Zahlenbereich von -32758 bis +32758 zu.

Zur Verdeutlichung folgt eine schematische Skizze der Meßanordnung.

Abb. 10 Schematische Skizze der Meßanordnung

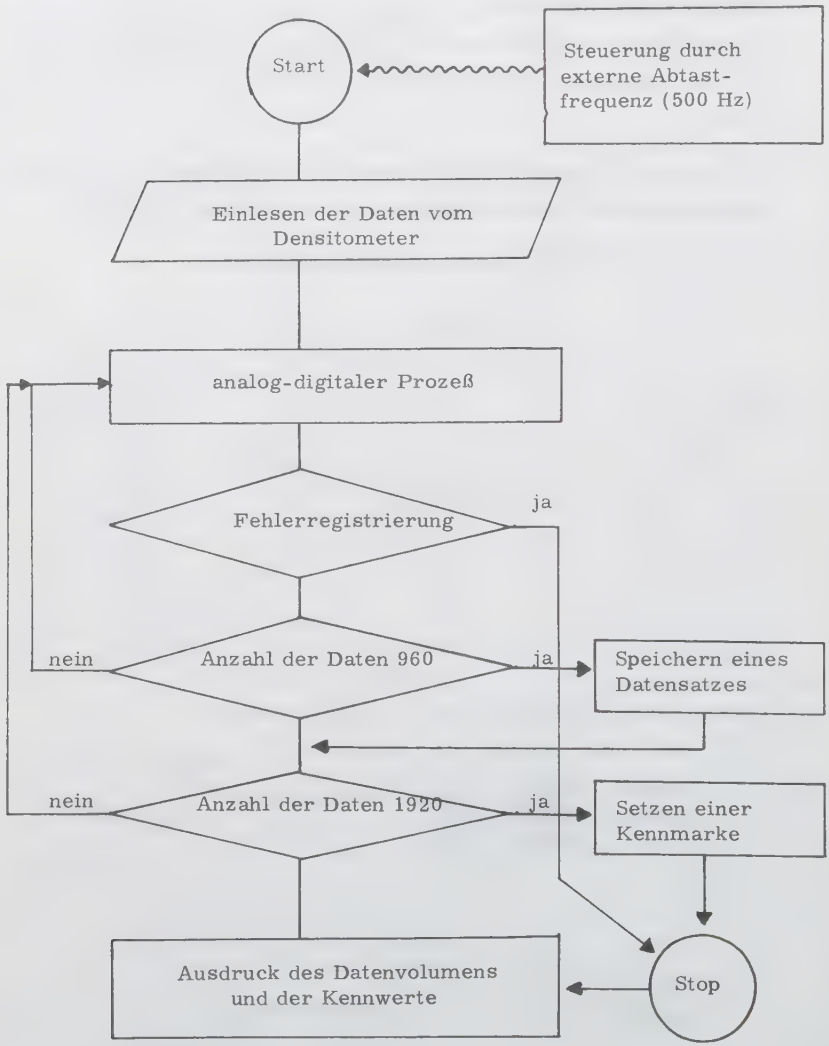


Zur Digitialisierung wurde ein IBM Programm "DAIML" verwendet. Dieses erlaubt mit Hilfe externer, wählbarer Abtastfrequenz Spannungsimpulse in digitale Werte umzusetzen. Sind die zur Auswertung eines Röntgenbildes benötigten zwei Datensätze auf Magnetband aufgezeichnet, wird zur Kennzeichnung eine entsprechende Markierung mit einem Zähler gesetzt.

Zur sicheren Erkennung des Bereiches der Orbita wird auf der Röntgenaufnahme eine Markierung angebracht, die aufgezeichnet wird.

Abb. 11 verdeutlicht den analog-digitalen Prozeß.

Abb. 11 Flußdiagramm der analog-digitalen Transformierung im 'On Line' Verfahren



5. Digitale Verarbeitung der Meßwerte

Der Schwerpunkt der Arbeit liegt auf der Erstellung eines quantifizierten, adäquaten Maßes für den Zustand der Kieferhöhle unter Verwendung der densitometrisch bestimmten Transmission aus der Röntgenaufnahme. Die Beziehung zwischen der Transmission der Röntgenaufnahme und dem Gewebe der Kieferhöhle ergibt sich aus den allgemeinen physikalischen Grundlagen der vorangegangenen Kapitel.

a) Spezielle Schwächung der Röntgenstrahlen in Zusammenhang mit der occipitomentalen Röntgenaufnahme der Kieferhöhle

Zur Kieferhöhlenaufnahme werden weiche Röntgenstrahlen der Wellenlänge zwischen 0,5 und 0,45 A, die eine Energie ~ 0,03 MeV besitzen, verwendet. Sie werden auf ihrem Wege beim Durchdringen der Kopfhaut, der Schädelkalotte, des Gehirns, der knöchernen Kieferhöhlenbegrenzung, der Kieferhöhle und wiederum der Gesichtshaut in ihrer Intensität erheblich durch Photoabsorption und Streuung abgeschwächt. Nur ein Bruchteil der Ausgangsintensität der Strahlung erreicht den Röntgenfilm und kann hier proportional der transmittierten Intensität Silberradikale erzeugen, die nach der Entwicklung des Röntgenfilmes der örtlichen Schwärzung entsprechen.

Der Schädel ist durchschnittlich 23 cm im Durchmesser in der occipitomentalen Projektion. Die Röntgenstrahlen durchdringen bei der Projektion durch die Kieferhöhle rund 1 cm Haut, 1,5 cm Knochenstrukturen, 17 cm Gehirn und 3 cm Schleimhaut und Luft der Kieferhöhle. Die Aufstellung zeigt, daß Gewebe unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung vorliegen und diese haben unterschiedliche Schwächung der Röntgenstrahlen zur Folge, wie im anschließenden Teil abgehandelt wird.

Das Massenschwächungsgesetz für Röntgenstrahlen beschreibt die exponentielle Schwächung der Strahlung beim Durchdringen von Materie.

Sie hängt von der Dichte, der Schichtdicke und dem materialabhängigen Schwächungskoeffizienten ab. Ganz allgemein hängt sie bei der Photoabsorption von der 4. Potenz der Ordnungszahl der einzelnen chemischen Elemente, für die Streuung von der Ordnungs- und Massenzahl und für die Paarbildung von der 2. Potenz der Ordnungszahl und der Massenzahl ab (vgl. S. 24/25).

Die Schwächung läßt sich durch Summation der Schwächungskoeffizienten für jedes Element unter Berücksichtigung der Gewichtsanteile pro Volumen berechnen. Die Gewichtsanteile der Elemente für verschiedene, menschliche Gewebe können der Documenta Geigy (49, S. 514 ff) entnommen werden. Diverse Untersuchungen zielten auf die rechnerische Bestimmung des Massenschwächungskoeffizienten ab und setzen ihn in Relation zum Absorptionskoeffizienten von Wasser (46, 47, 48). Balz, Birkner und Wachsmann (46) untersuchten die Schwächung der Röntgenstrahlen verschiedener Energie bei diversen, relativ frischen Gewebeproben (Knochen, Knorpel, Gehirn, Muskel, Fett, Knochenmark und Wasser) und verglichen sie mit der Schwächung von Wasser (Abb. 12). Zwischen den rechnerischen und den experimentellen Untersuchungen bestehen Unterschiede.

Die Abb. 12 veranschaulicht, daß Knochen eine fünfmal stärkere Schwächung besitzen als Wasser, die sich erst bei hoher Energie ($\geq$ 200 kV Spannung der Röntgenröhre) der von Wasser angleicht, während Gehirn und Muskel sich annähernd wie Wasser verhalten. Luft schwächt entsprechend der geringen Dichte Röntgenstrahlen um den Faktor 1000 weniger als Wasser.

Eine zweite, die Schwächung der Röntgenstrahlen bestimmende Größe ist die Schichtdicke des durchstrahlten Materiales. Ein treppenförmig aufgebautes Wasserphantom schwächt weiche Röntgenstrahlen beim Durchtritt nach J. Eggert, Theorie des Röntgenbildes (43) wie Abb. 13 zeigt.

Abb. 12 (nach Balz, Birkner und Wachsmann)

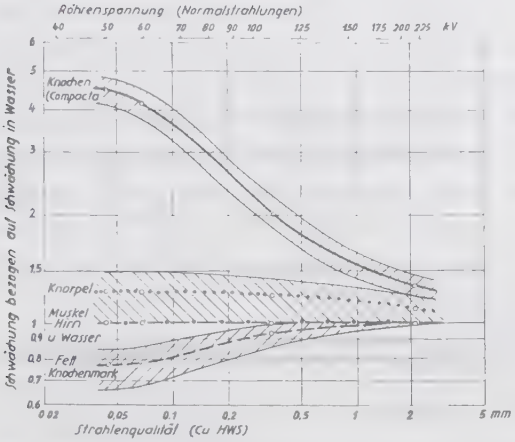
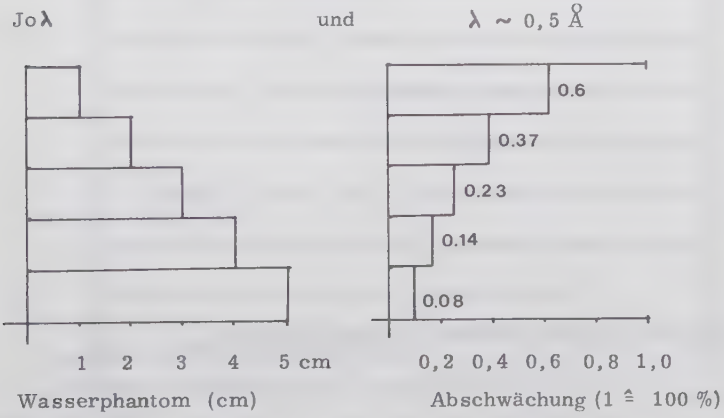


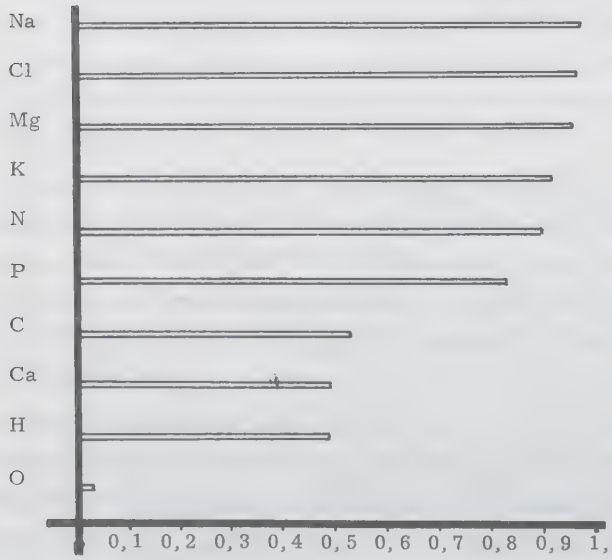
Abb. 2. Schwankungsbreite der in verschiedenen Geweben gemessenen Schwächung von Strahlungen verschiedener Halbwertschicht bezogen auf die Schwächung von Wasser.

Abb. 13



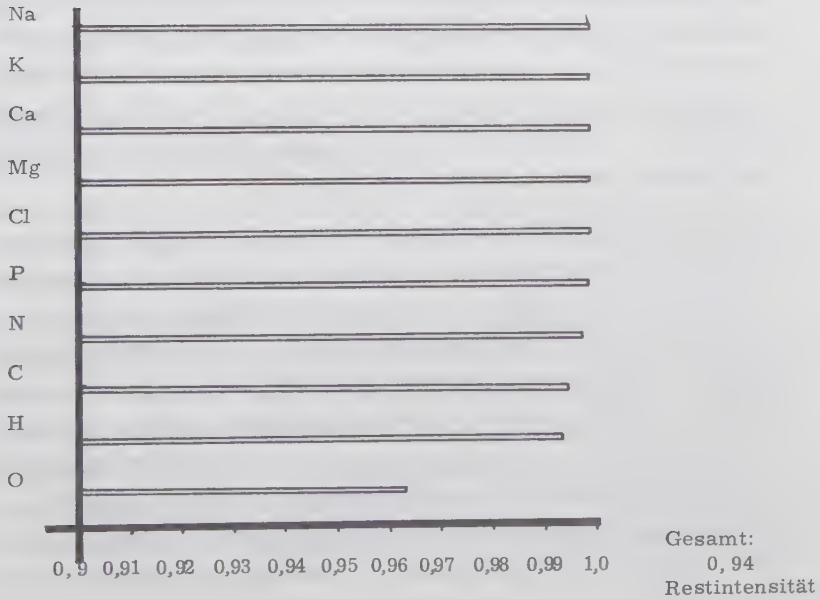
Werden die physikalischen Gesetze der Strahlenschwächung im Gewebe auf die occipitomentale Aufnahmerichtung des vorgegebenen Normschädels übertragen, so wird die Röntgenstrahlung, die die Kieferhöhle erreicht, $2,27 \cdot 10^{-3}$ der Ausgangsintensität betragen. Die folgende Abb. 14 hält in einem Diagramm die Schwächung der Röntgenstrahlen durch ausgewählte Elemente entsprechend ihrer Konzentration in den verschiedenen Geweben des Schädels (Haut, Knochen, Gehirn) und der Schichtdicke der Gewebe fest. Die Konzentration der Elemente wurde der Documenta Geigy entnommen, die Schichtdicke nach dem vorgegebenen Normschädel.

Abb. 14 Schwächung von Röntgenstrahlen durch Einzelelemente entsprechend ihrer Konzentration im Schädel
(errechnet nach dem Massenschwächungsgesetz für 0,32 MeV)



Die verbliebene Restintensität der Strahlung, die die Kieferhöhle erreicht, wird durch die vorhandenen Strukturen der Schleimhaut, der chemischen Zusammensetzung des Sekretes und der Luft um einen weiteren geringen Betrag geschwächt. Er wird umso größer sein, je mehr Gewebeanteile Schleimhaut und Sekret und je weniger Anteile Luft die Kieferhöhle enthält. Der Röntgenfilm bildet diese prozentual geringe Zunahme weiterer Schwächung gut kontrastiert ab. Zur Veranschaulichung der Größe der Schwächung der Röntgenstrahlen durch Schleimhaut ist folgende Tabelle 15 angeführt. Sie enthält wie die Abb. 14 die Schwächung von Röntgenstrahlen durch Einzelelemente entsprechend ihrer Konzentration in 2 mm Haut.

Abb. 15 **Schwächung von Röntgenstrahlen durch Einzelelemente entsprechend ihrer Konzentration in 2 mm Haut (errechnet nach dem Massenschwächungsgesetz für 0,32 MeV)**



Die Tabellen 14 und 15 zeigen, daß die für die Schwächung der Röntgenstrahlen bedeutenden chemischen Elemente neben Calcium, Sauerstoff, Wasserstoff und Kohlenstoff sind. Das Sekret der Kieferhöhle unterscheidet sich bezüglich der Schwächung von Röntgenstrahlen nur unwesentlich von Wasser. 2 mm Haut schwächen Röntgenstrahlen von 0,32 meV, wie sie zur Kieferhöhlenaufnahme verwendet werden, um 6 %, 1 cm Haut oder Schleimhaut schwächt die Strahlung um 42 bis 43 %.

b) Zusammenhang zwischen Transmission, Schwärzung und Gewebemasse der Kieferhöhle

Soll aus der Röntgenaufnahme eine quantitative Aussage über den Zustand der Schleimhaut und gegebenenfalls über Flüssigkeitsansammlungen in der Kieferhöhle oder bei Vergleichsaufnahmen über deren Ab- oder Zunahme gemacht werden, ist die interessierende Kenngröße die Schwächung der Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch den Kieferhöhlenbereich. Die direkte Messung der Schwächung durch Schleimhaut, Sekret und Luft der Kieferhöhle ist nicht möglich. In der Röntgenaufnahme ist die gesamte Schwächung der Röntgenstrahlen durch den Kopf in Form der Schwärzung aufgezeichnet. Deshalb scheint es zweckmäßig die Basisabsorption durch eine geeignete Normierung zu eliminieren.

Die Schwächung der Röntgenstrahlen durch das Zentrum der Orbita entspricht in der occipitomentalen Projektion größenmäßig sehr genau der Schwächung der Kieferhöhlenmitte einer massenarmen, sekretarmen, gesunden und gut pneumatisierten Kieferhöhle. Die Schwärzung der Aufnahme im Teil der Orbita ist vergleichbar der einer als gesund anzusehenden Kieferhöhle. Daraus ergibt sich, daß eine Abnahme der Schwärzung im Vergleich zur mittleren Orbita mit einer Schwächungszunahme durch eine pathologisch-veränderte Kieferhöhle vorliegen muß. Der Schwächungswert im mittleren Teil der Orbita wird auf Grund dieser Überlegungen als Basisschwächung, die Schwärzung als Basisschwärzung bezeichnet.

Maximale Schwächung der Röntgenstrahlen liefert die der Kieferhöhle benachbarte Zahnleiste, da die Röntgenstrahlen nach dem Durchtritt durch das Gehirn bis auf die Gesichtshaut nur Knochenstrukturen vor sich haben. Zwischen der Basisschwächung und der Schwächung der Zahnleiste wird sich die Schwächung der Röntgenstrahlen durch den pathologisch-veränderten Kieferhöhlenbereich bewegen. Die Messung der Transmission oder Transparenz der Röntgenaufnahme ergibt nach Logarithmierung einen der Schwärzung proportionalen Wert, der ein Maß für die röntgenstrahlenschwächenden Strukturen darstellt.

c) Berechnung der relativen Transmission, der Extinktion, des Integrales der Extinktion und die mittlere Schwankung der Transmission

Zur Verfügung stehen die Transmissionsdaten der Röntgenaufnahme entlang eines occipitomentalen Querschnittes durch die Orbita, den Kieferhöhlenbereich bis zur Zahnleiste. Die Ortsabhängigkeit der Meßwerte ist in der Reihenfolge der Daten verschlüsselt.

Zunächst sind die Grenzen der Kieferhöhle im Schnittprofil zu bestimmen und die Meßdaten linear zu interpolieren.

Die Abgrenzung der Kieferhöhle gegen die knöchernen Strukturen der Zahnleiste ist durch den steilsten Gradienten der Meßdaten vor dem Transmissionsmaximum charakterisiert (Abb. 8,9). Die topographische Zuordnung des Mittelpunktes des steilsten Gradienten entspricht einer bestimmten Platzziffer der Meßdaten und wird im folgenden als KHZ bezeichnet. Die Grenze der Kieferhöhle zur Orbita läßt sich am sichersten durch eine maximale Dreiecksfläche ermitteln. Hierbei wird die topographische Zuordnung des Mittelpunktes der gegen die Kieferhöhle geneigten Dreiecksseite als Grenze KHO bezeichnet. Exakte Geometrie mit klar konturierten Knochenstrukturen der Röntgenaufnahme erweisen

sich zur Bestimmung der Kieferhöhlengrenzen als vorteilhaft.

Im Orbitabereich wird die Basisschwächung T_{orbita} auf den Wert 0, die Transmission der Zahnleiste auf den Wert 1 gesetzt gemäß ihrer Transparenz. Jeder Meßwert wird linear interpoliert und anschließend logarithmiert.

Nach Logarithmierung der Meßwerte wird die fiktive Fläche $F_r = \int_{KHO}^{KHZ} E \cdot dx$ innerhalb der Grenzen der Kieferhöhle aus den Extinktionsdaten und die Größe der Verbindungslinie der Daten berechnet. Die Division der Fläche durch die Anzahl der Meßwerte führt formal zur Normierung auf eine einheitliche Länge. Diese ist unerläßlich für den Vergleich unterschiedlicher Grundrißprojektionen. Den zweiten Parameter, die mittlere Schwankung der Eingabewerte wurde nach folgender Formel berechnet: $L_r = \frac{(Y(i)-Y(i+1)}{n} = \frac{(Y(i)-Y(i+1)\ )}{n}$
Der Wert ist im wesentlichen proportional der Transmission.
Die Parameter F_r und L_r sind charakteristische, repräsentative Größen für die Gewebe-, Sekret- und Luftanteile des Kieferhöhlenbereiches, die aus der elementabhängigen Schwächung der Röntgenstrahlen ermittelt werden.

Die Berechnungen erfolgen gleichermaßen wie die Meßwertregistrierungen mit einer Rechenanlage. Ein Steuerprogramm durchläuft in sich abgeschlossene Unterprogramme. Zu Ende des Steuerprogramms können wahlweise das normierte Extinktionsintegral F_r und das Linienintegral L_r ausgegeben und auf eine Platte abgespeichert werden.

Im Folgenden werden die einzelnen Programmteile gesondert abgehandelt. Zunächst sei noch ein Flußdiagramm angeführt.

Programmschema zur Verarbeitung der digitalen Transmissionsdaten

Einlesen eines digitalisierten scans der Röntgenaufnahme vom Band

Suchen der Startmarke im Orbitabereich

Ermittlung der dem Transmissionsminimum und -maximum entsprechenden Digitalwerte im Bereich der Orbita und der Zahnleiste

Bestimmung der Kieferhöhlengrenzen KHZ und KHO

Wandlung der Daten in Extinktionswerte.

Berechnungen:

normierte Extinktionsfläche $F_r = \sum_{KHO}^{KHZ} E \,/\, (KHZ - KHO)$

normiertes Schwankung $L_r = \sum_{KHO}^{KHZ} \sqrt{Y(i) - Y(i+1))^2} \,/\, (KHZ - KHO)$

Ausgabe der Integrale F_r und L_r.
Speicherung der Parameter auf einem Plattensektor

Statistische Berechnungen

Ende

6. Programme und Erläuterungen

a) Hauptprogramm: MAIN1

Die Rechenprogramme sind in der Programmiersprache Fortran, Fortran IV Version, abgefaßt.

Das Hauptprogramm setzt zu Beginn programmtechnische Bedingungen und steuert im wesentlichen die Folge einzelner, in sich abgeschlossener, Unterprogramme, in denen die Auswertung der Transmissionsdaten der Röntgenaufnahmen erfolgt. Zu Beginn werden die Speicherplätze für die Daten einer Röntgenaufnahme reserviert, zusätzliche für Variable und Parameter freigehalten, sowie ein Feld auf der Platte zur Registrierung der Ergebnisse festgelegt.

Die Variable LEND begrenzt die Anzahl der Röntgenaufnahmen, die insgesamt ausgewertet werden sollen. Es ist vorgesehen über Dataswitch einzelne Aufnahmen zu selektieren. Die FILE Nummer M der Röntgenaufnahme muß dazu eingegeben werden.

In einer Programmschleife (LOOP) werden die einzelnen Unterprogramme durchlaufen. Die Anzahl der Wiederholungen wird durch die Variable LEND festgelegt. In dieser Wiederholungsroutine ist ein weiterer LOOP eingearbeitet, sodaß jeweils die Flächenintegrale F_r und die mittlere Schwankung L_r von zwei Röntgenaufnahmen berechnet werden. Die Ergebnisse der Röntgenaufnahme vor zu während der Therapie können somit direkt verglichen werden. Über eine weitere Abfrage kann der LOOP vorzeitig verlassen werden. Die berechneten Parameter F_r und L_r jeder Röntgenaufnahme werden auf einem Plattenfeld registriert.

Nach Auswertung sämtlicher Röntgenaufnahmen folgt im letzten Unterprogramm der statistische Vergleich des Kollektives der Röntgenaufnahmen vor zu während der Therapie.

b) Subroutine: EINLO

Die Daten der Röntgenaufnahmen sind auf einem Magnetband je in zwei Sätzen mit 960 Werten aufgezeichnet. Am Ende jeder Aufnahme folgt eine Schlußmarkierung in Form eines leeren Datensatzes, der formal Kennzahl = FILE-Nummer der Röntgenaufnahme ist. Zu Beginn der Auswertung müssen zwei Leersätze berücksichtigt werden, die als Start bei der analog-digitalen Transformierung über das IBM-Programm DAIML auf das Magnetband gesetzt wurden.

Es werden in diesem Unterprogramm die zwei Datensätze einer Röntgenaufnahme mit 1920 Werten vom Magnetband bis zur Schlußmarkierung eingelesen und die Sequenz der Daten in die richtige Reihenfolge gebracht. Zur Startmarkierung wurde die Röntgenaufnahme bis in den Bereich der Orbita mit einer scharfkantigen, lichtundurchlässigen Folie abgedeckt. Während der Transmissionsmessung erfolgt dadurch ein Datensprung, der durch die undurchlässige Folie zur Schwärzung der Orbita $S \leq 2$ auftritt. Dieser erste Datensprung wird innerhalb 16 Meßdaten gesucht. Die Platzziffer des Sprunges wird als Start I4 bezeichnet. Ab diesem Wert beginnen die registrierten Transmissionsdaten der Röntgenaufnahmen im Bereich der Orbita.

Die übrigen Suchroutinen entsprechen dem IBM-Programm DAIML.

Subroutine: EINL2

Diese Einleseroutine sucht die zu einer bestimmten File-Nummer gehörenden Transmissionsdaten. Die File-Nummer wird auf der Konsolschreibmaschine eingegeben.

c) Subroutine: GRENZ

Vom Startpunkt I4 ab werden drei charakteristische Punkte in den Daten bestimmt.

1. Der dem Transmissionsmaximum entsprechende Digitalwert. Er kommt in den knöchernen Strukturen der Zahnleite zu liegen.

2. Ein dem Transmissionsminimum zugeordneter mittlerer Meßwert von 60 Punkten. Er stellt die Basisschwächung dar und liegt im Bereich der Orbita. Die beiden Parameter werden TRORB und TRKNO benannt.

3. Die Datenlaufzahl des Punktes im steilsten Anstieg beim Übergang der Kieferhöhle zur Zahnleiste. Die knöchernen Strukturen der Zahnleiste bilden durch verstärkte Schwächung der Röntgenstrahlen einen charakteristischen steilen Anstieg der Transmission (siehe Abb. 8 und 9, S. 33, 34).

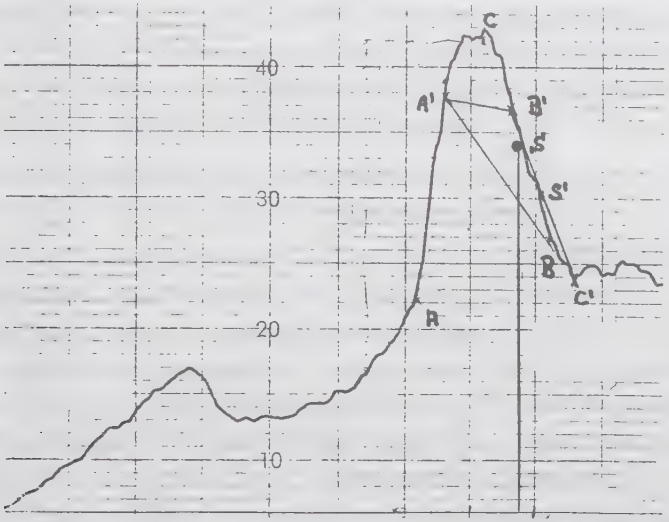
Ermittelt wird der steilste Gradient über 60 Meßdaten vor dem Gipfel der Transmission TRKNO. Die Lage der Datengruppe mit dem steilsten Gradienten wird als Grenze der Kieferhöhle zur Zahnleiste festgelegt. Bezeichnet wird der Parameter im Programm als IEND und entspricht der Kieferhöhlengrenze KHZ.

d) Subroutine: KSTO

Sie ermittelt den Übergang vor der Orbita zur Kieferhöhle und bestimmt die Abgrenzung Kieferhöhle gegen die Orbita.

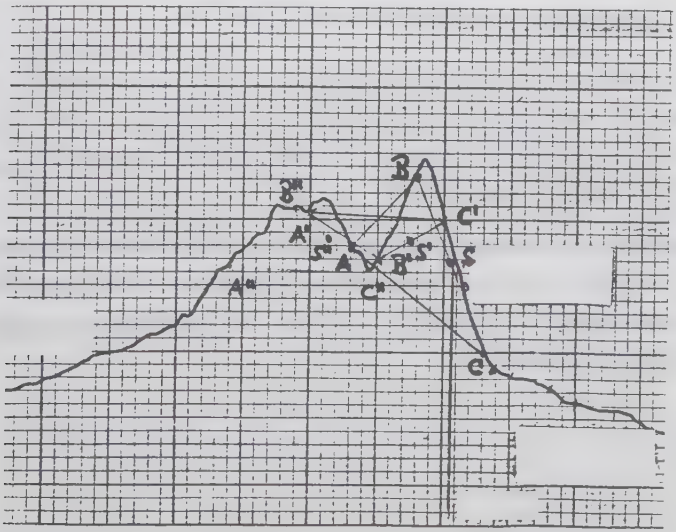
Im Röntgenbild hebt sich der Übergang durch eine gipfelartige Erhöhung (s. Abb. 16, S. 51) der Transmission ab, die durch verstärkte Schwächung der Röntgenstrahlen beim Durchtritt durch die übereinanderprojizierten Knochenstrukturen entsteht. In der folgenden Abbildung ist der Transmissionverlauf angeführt. Der gipfelartige Verlauf ist gut erkennbar und gleicht näherungsweise der geometrischen Figur eines Dreieckes.

Abb. 16 Transmissionsdatengraphik im Bereich des Orbita-Kieferhöhlenüberganges mit eingezeichneten Dreiecksvariationen
A, B, C = Dreieckspunkte
S = Mittelpunkt der zur Kieferhöhle geneigten Dreiecksseite



Orbitagebiet Kieferhöhlengebiet

Abb. 17



Orbitagebiet Kieferhöhlengebiet

Zur Bestimmung der Kieferhöhlengrenze gegen die Orbita wird diese Gegebenheit verwendet. Vom Start I4 an bis zur Grenze Kieferhöhle-Zahnleiste KHZ wird über die Laufzahlen N, N + 30 und N + 60 der Meßdaten ein Dreieck konstruiert und gleitend verschoben. Die Flächen der Dreiecke werden berechnet. Dasjenige mit der größten Fläche wird im Gipfel des Überganges zu liegen kommen. Die Laufzahl des Mittelpunktes der gegen die Kieferhöhle geneigten Dreiecksseite wird als IANF bezeichnet und entspricht der Kieferhöhlengrenze gegen die Orbita KHO.

Zur Verdeutlichung der Überlegungen folgt die graphische Darstellung möglicher Dreiecksvarianten an Hand der Abb. 8 und 9 (S. 33, 34).

Die Abbildungen 16,17 verdeutlichen, daß die Dreiecke,deren mittleres Eck im Transmissionsgipfel liegt, die größten Flächen ausweisen. Die 60 Digitalpunkte entsprechen einer Abbildung von 4 mm in der Röntgenaufnahme. Die Größe entspricht der Projektion des Kieferhöhlen-Orbitaüberganges in den meisten Röntgenaufnahmen. Durch variierende Geometrie bei der Aufnahmetechnik projiziert sich der Übergang unterschiedlich, oft zweigipflig und auch größer als 4 mm. Die Bestimmung der maximalen Dreiecksfläche wird dadurch nicht beeinträchtigt.

e) Subroutine 4: 'FlaeO'

Dieses Unterprogramm enthält den Kern der Rechenoperationen. Hier werden die Maßzahlen für den Zustand der Kieferhöhle aus der Massenschwächung der Röntgenstrahlen durch das Kieferhöhlengewebe, -sekret und den Luftanteil berechnet.

Jeder Meßwert innerhalb der Kieferhöhlengrenzen KHO und KHZ wird zum Wert der mittleren Transmission der Orbita TRORB und zum Wert der maximalen Transmission TRKNO in der Zahnleiste nach folgenden Formeln interpoliert:

$T = a + b \cdot (y)$

$T_{max} = a + b \cdot (y_{max})$

$T_{tref} = a + b \cdot (y_{ref})$

y = Wert des Transmissionsmeßpunktes

y_{max} = Wert der Transmission der Zahnleiste

y_{ref} = Wert der minimalen Transmission der Orbita

Aus den Gleichungen lassen sich die Variablen a und b berechnen, wobei $T_{max} = 1$ und $T_{ref} = 0$ normiert ist.

$a = b \cdot (y_{ref}) + T_{ref}$

$b = T_{max} / (- y_{ref} + y_{max})$

Die Transmissionswerte werden relativiert, die Basisschwächung eliminiert. Sämtliche relativierten Meßwerte werden innerhalb der Kieferhöhlengrenzen zu einer fiktiven Fläche summiert. Es wird das Integral des scans $F = \int_{KHO}^{KHZ} (a + b \cdot (y)) \, dx$ berechnet, wobei dx konstant den Wert 1 hat. Besitzt die Fläche F einen großen Wert, spricht dies für das Vorliegen starker Schwächung der Röntgenstrahlen durch die Kieferhöhle. Ist sie klein schwächen die Kieferhöhlenstrukturen die Röntgenstrahlen nur gering.

Der zweite Parameter ergibt sich aus der Mittelung der Absolutbeträge von Differenzen zweier aufeinanderfolgender Eingabewerte der transmissionsproportionalen Spannung. Die um 1 vermehrte Größe trägt formal den äquidistanten Stützpunkten Rechnung - sodaß die mittlere Schwankung auch als ein Maß für die "Oberflächenlänge" anzusehen ist.

Je größer die Schwächung der Röntgenstrahlen durch die

Kieferhöhle ist, desto kürzer wird sie ausfallen. In dieser Berechnung ist die Rauhigkeit der Linie enthalten, so daß die Weglänge als Maß für den Zustand der Kieferhöhle von der homogenen Verteilung des röntgenstrahlenschwächenden Materials abhängt. Je mehr Luftanteile die Kieferhöhle enthält, desto genauer wird die Weglänge L ein Maß für den Zustand der Kieferhöhle. Inhomogenitäten werden sie verlängern.

Seite 56 ff finden sich graphische Diagramme (Abb. 18/19) einer Kieferhöhle mit hoher Massenschwächung für Röntgenstrahlen und einer mit wenig Massenschwächung für Röntgenstrahlen. Die Diagramme wurden mit einem Schreiber aufgezeichnet.

Die Schwächung der Röntgenstrahlen im Objekt besitzt eine nach dem Massenschwächungsgesetz exponentielle Abhängigkeit von Dicke, Dichte und Zusammensetzung. Zwischen der Schwärzung im Röntgenbild und der Dosis der Röntgenstrahlen besteht ebenfalls ein logarithmischer Zusammenhang. Gemessen wurde die Transmission, deren negativer Logarithmus als Extinktion, oder in diesem Fall als Schwärzung bezeichnet wird. Deshalb wird, um den physikalischen Gegebenheiten Rechnung zu tragen, für die Flächenrechnung nicht die Transmission, sondern die entsprechende Extinktion verwendet. Hierbei ist besonders zu berücksichtigen, daß die Extinktion um so größer wird, je geringer die Verschattung (= Schwärzung) ist. Nachdem normierte Transmissionswerte in Extinktionswerte umgerechnet werden, muß beachtet werden, daß auch die Transmission der Kontrollaufnahmen stets größer als 0 ist. Im Programm wurden hierfür sicherheitshalber Vorkehrungen getroffen, wobei allerdings auf den Einbau eines separaten Zählers für Werte < 0 verzichtet wurde.

$$\frac{I}{I_o} = T; \qquad -\log T = E = S$$

$$-\log((a+b)\ (y_n)\ ) = E$$

$$E = \text{Extinktion.}$$

Gleichermaßen, wie für die Transmission angegeben, wird die fiktive Extinktionsfläche innerhalb der Kieferhöhlengrenzen bestimmt:

$$F_r = \int_{KHO}^{KHZ} E \cdot dx, \text{ wobei } d_x \text{ den}$$

konstanten Wert 1 hat, da der Abstand zwischen den Meßpunkten immer den gleichen Wert hat. Ebenso wird die Schwankung L_r, wie angegeben, innerhalb der Kieferhöhlengrenzen bestimmt.

$$L_r = \int_{KHO}^{KHZ} \sqrt{(Y(i) - Y(i+1))^2}$$

Dividiert man F_r bzw. L_r durch die Anzahl der Meßpunkte, so ergeben sich Parameter, die auf Einheitslängen normiert sind. Schließlich werden Summen und Quadratsummen der berechneten Parameter F_r und L_r für statistische Berechnungen gebildet.

f) Subroutine: INDS

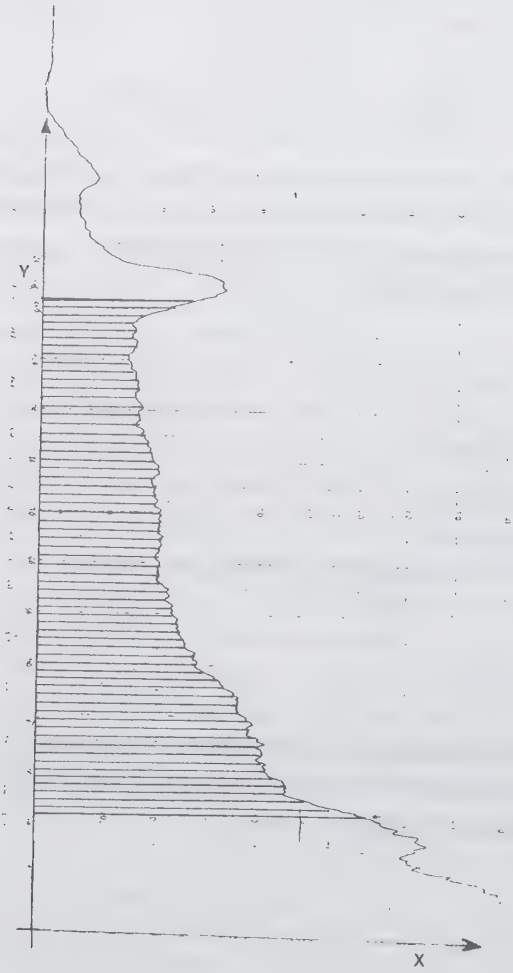
Die Subroutine INDS schreibt

a) das Flächenintegral F_r
b) das Linienintegral L_r
c) die Anzahl der Meßpunkte in der Kieferhöhle auf das reservierte Plattenfeld.

g) Subroutine: MISTA

Die Subroutine MISTA beinhaltet den statistischen Vergleich der Kollektive der Röntgenaufnahmen vor der Therapie zu den Kontrollaufnahmen. Die Ergebnisse werden ausgedruckt.

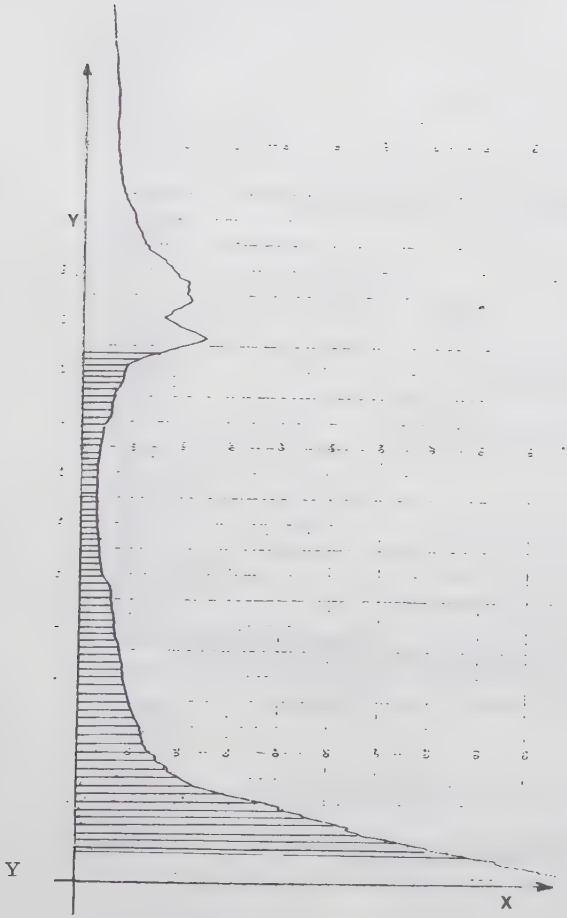
Abb. 18 Transmissionprofil der Röntgenaufnahme vor der Therapie (vgl. Abb. 7, 8, 9)
Kieferhöhlengrenzen KHO, KHZ
Mittlere Transmission der Orbita - Basisschwächung



Basisschwächung (Orbitaniveau)

X = Transmission
Y = Meßpunkte entlang des scans

Abb. 19 Transmissionsprofil der Kontrollaufnahme nach 10tägiger Therapie
Kieferhöhlengrenzen KHZ, KHO
Mittlere Transmission der Orbita = Basisschwächung



Orbitagebiet

Orbita-Kieferhöhlenübergang KHO

Kieferhöhlengebiet

KHZ Kieferhöhlen-Zahnleistenübergang

Basisschwächung (Orbitaniveau)

X = Transmission
X = Meßpunkte entlang des scans

```
// JOB              DWORZAK
// FOR MAIN1
*NONPROCESS PROGRAM
*ONE WORD INTEGERS
*LIST SOURCE PROGRAM
*IOCS (CARD,TYPEWRITER)
*IOCS(DISK)
C
C
C                       PROGRAMM ZUR AUSWERTUNG VON KIEFERNBILDERN IM
C                       IM ZWISCHENAUFNAHMEN UNTER VERWENDUNG DER
C                       DENSITOMETRISCH GEMESSENEN TRANSMISSION
C
C
C
      DIMENSION MX1(966)
      DIMENSION Y(1020)
      DIMENSION A2(6,3),A1(6)
      EQUIVALENCE(MX1(1),Y(961))
      EQUIVALENCE (MX1(965),IWC),(MX1(966),IERC)
      DEFINE FILE 6(124,12,U,LMN)
      LMN=1
C
      M=1
C           M= FILENUMMER
C
C        FALLS EIN BESTIMMTER FILE GEWUENSCHT WIRD MUSS DATASWITCH 5
C        EINGESTELLT WERDEN UND DESSEN NR ALS NRROE DER TASTATUR
C        EINGEGEBEN WERDEN IM FORMAT I3
C
      CALL DATSW (5,KL)
      GO TO (3000,4000),KL
 3000 CONTINUE
      READ(4,50) NRROE
   50 FORMAT(I3)
      CALL TYRU1
      CALL EIML2 (M,NRROE,IWC,IERC,MX1)
 4000 CONTINUE
C
C         ZAEHLER UM BEI EINER END OF FILE MARKE NICHT DAS GANZE
C         PROGRAMM ZU DURCHLAUFEN
      N=1
C
      LEND=124
C              LEND = ANZAHL DER ROENTGENBILDPAARE
C
      DO 1 II=1,LEND
C
      IKR=1
C
      DO 10 L=1,4
C
      CALL EIML0 (JEND,Y,I4,M,N,IWC,IERC,MX1)
C
C
      IF (N)  2,3,2
C
    2 CALL GRENZ (Y,JEND,I4,TRORR,TRKNO,IEND)
      CALL KST0 (IEND,I4,Y,IAMF)
C
C        WIRD DATASWITCH 10 EINGESCHALTET WIRD DIE NORMIERTE EXTINKTIONS
C        FL=CHE UND DAS NORMIERTE LINIENINTEGRAL DER EXTINKTION AUS
C        GEDRUCKT
C
      CALL FLAF0 (Y,IEND,TRORR,TRKNO,IAMF,M,FLEN,STRN,IKR,A1,A2)
      GO TO 12
    3 CONTINUE
   12 CONTINUE
      IKR=4
   10 CONTINUE
C
C         SUBROUTINE SCHREIBT  PARAMETER UND LR AUF PLATTE
C
      CALL IMDS (LMN,A1)
C
C         WIRD DATASWITSCH  0 GM ,WIRD DAS PROGRAMM VERLASSEN UND
C         MITTELWERT UND STANDARDABWEICHUNG BERECHNET
C
C
      CALL DATSW (0,KK)
      GO TO(1000,2000),KK
 2000 CONTINUE
    1 CONTINUE
C
 1000 CONTINUE
C
      CALL MISTA (A2)
C
      CALL EXIT
      END

FEATURES SUPPORTED
 NONPROCESS
 ONE WORD INTEGERS
 IOCS
```

```
      SUBROUTINE EINLO (JEND,Y,IK,*,M,IWC,IERC,*X1)
C
C*****************************************************************************
C
C        SUBROUTINE LIEST DATEN DES DIGITALISIERTEN SCANS DER
C        RINTGENAUFNAHME VOM MAGNETBAND
C
C        IWC = INTEGER WORD COUNT
C        IERC = INTEGER ERROR COUNT
C        FALLS SATZLAENGE RICHTIG IST WIRD IERC 0 GESETZT
C        FALLS SATZLAENGE NICHT RICHTIG IST WIRD IERC 2 GESTZT
C        FALLS END OF FILE MARKE IST WIRD IERC 1 GESTZT
C
C        Y = DIGITAL DATAS
C        M = NUMBER OF FILE
C        ATTENTION THE FIRST FILE IS A DUMMY DAIML FILE WITH THE NR 0
C        IK  STARTMARKE IM BEREICH DER ORBITA
C
C*****************************************************************************
C
      DIMENSION *X1(1),Y(1)
      JEND=1920
      IWC=964
      IERC=0
      CALL MAGOP(0,1,IWC,IERC)
C
C        END OF FILE-MARKE WIRD GEPRUEFT
C        BEI EINER END OF FILE MARKE WIRD DIE SUBROUTINE VORZEITIG VER
C        LASSEN UND FILENUMMER UM 1 ERHOEHT UND M = 0 GESETZT
C
      IF(IERC-1) 2,21,2
   21 CONTINUE
      M=M+1
C     WRITE(3,11)
C  11 FORMAT (40X,'END OF FILE'/)
      M=0
      RETURN
C
C        PLATZTAUSCH DER DATEN IM DIE RICHTIGE SEQUENZ
C
    2 CONTINUE
      K=JEND/2
      DO 20 L=1,K
      IK=(K+1)-L
      Y(L)=*X1(IK)
   20 CONTINUE
      IWC=964
      IERC=0
      CALL MAGOP(0,1,IWC,IERC)
      Y(1920)=*X1(1)
      Y(961)=*X1(960)
      A=*X1(641)
      DO 30 I=1,319
      I10=1920-I*2+1
      I20=2*I
      I40=960-I
      I30=961+I
      Y(I10)=*X1(I20)
      Y(I10-1)=*X1(I20+1)
      Y(I30)=*X1(I40)
   30 CONTINUE
      Y(1281)=A
C     WRITE(3,13) M
C  13 FORMAT(//40X,'NR OF FILE',I10//)
C
C        FALLS ZW WERTEN EIN SPRUNG VON MEHR ALS EIN PROZENT
C        BEGINNEM DIE TRANSMISSIONSDATEN DER RINTGENAUFNAHME
C
      K=JEND-30
      DO 50 I=1,K,8
      S1=0.
      S2=0.
      N=16
      I2=I+N-1
      DO 60 II=I,I2
      IF(Y(II)*Y(II)-10.**(-10))  1000,1000,2000
 1000 Y(II)=10.**(-10)
 2000 CONTINUE
      S1=S1+Y(II)/10.
   60 CONTINUE
C
C        ES WIRD GEPRUEFT OB EIN OVER- ODER UNDERFLOW EINGETRETEN IST
C
      CALL OVERFL (J)
      GOTO(501,502,503) ,J
  501 WRITE(3,40)
   40 FORMAT(/'OVERFLOW'/)
      GO TO 400
  503 II=I-1
      WRITE(3,506) I
  506 FORMAT(/'UNDERFLOW',I10)
      GO TO 400
  500 CONTINUE
C
```

```
  400 CONTINUE
C
  502 CONTINUE
C
C         I4 = STARTMARKE IM BEREICH DER ORBITA
C
      I3=I2+1
      I4=I3+N-1
      DO70 III=I3,I4
      IF(Y(III)*Y(III)-10.**(-10)) 3000,3000,4000
 3000 Y(III)=1.0**(-10)
 4000 CONTINUE
      S2=S2+Y(III)/10.
   70 CONTINUE
      IF(S1-S2-60)  50,22,22
   50 CONTINUE
   22 CONTINUE
      RETURN
      END

FEATURES SUPPORTED
 ONE WORD INTEGERS
```

```
*LIST SOURCE PROGRAM
      SUBROUTINE EINL2 (M,MRROE,IWC,IERC,MX1)
C
C*********************************************************************
C
C         AUFNAHME
C         SUBROUTINE SUCHT BESTIMMTEN FILE = KENNZAHL DER BINTGEN=
C         DIESE SUBROUTINE WIRD NUR AUFGERUFEN WENN DER DATASWITCH 5
C         EINGESCHALTET IST
C         DIE KENNZAHL DER GEWUNSCHTEN BINTGENAUFNAHME MUSS AUF DER
C         SCHREIBMASCHIENE EINGEGEBEN WERDEN
C         IN DEN ERSTEN BEIDEN FILES STEHEN KEINE CHARAKTERISTISCHEN
C         DATEN = DUMMY DATAFEL FILES
C         MRROE = KENNZAHL DER BINTGENAUFNAHME
C
C*********************************************************************
C
      DIMENSION MX1(1)
      IERC=0
      IWC=964
      CALL MAGOP (0,5,IWC,IERC)
    1 CONTINUE
      DO 100 I=1,500
      CALL MAGOP (0,1,IWC,IERC)
C
      IF(IERC-1)  100,200,100
  100 CONTINUE
  200 CONTINUE
      M=M+1
C
      IF (M-MRROE)   300,400,400
  300 GO TO 1
  400 CONTINUE
      RETURN
      END

FEATURES SUPPORTED
 ONE WORD INTEGERS
```

```
C
      SUBROUTINE GRENZ (Y,JEND,I4,TRORB,TRKNO,IEND)
C
C     ******************************************************************
C
C     DIESE SUBROUTINE BESTIMMT DEN HOECHSTEN UND DEN NIEDRIGSTEN TRANS
C     MISSIONSWERT,SOWIE DIE MITTLERE TRANSMISSION DER ORBITA
C     TRORB = MITTLERE TRANSMISSION DER ORBITA
C     IEND = KNZ = PLATZZAHL DES MITTELPUNKTES DES STEILSTEN GRADIENTEN
C     TRKNO = TRANSMISSION DES KNOCHENS
C
C     ******************************************************************
      DIMENSION Y(1)
      TRKNO=Y(1)
C
C        SUCHE DES MAXIMUMS
C
      DO 100 I=I4,JEND
      IF(TRKNO-Y(I)) 100,100,400
  400 TRKNO=Y(I)
      MEND=I
  100 CONTINUE
      IDIF1=0
      LS=60
      LT=MEND-300
C
C        SUCHE DES STEILSTEN GRADIENTEN
C
      DO 5 I=LT,MEND
      LU=I+LS
      IDIF0=(Y(I)-Y(LU))
      IF(IDIF1-IDIF0)  6,6,5
    6 IDIF1=IDIF0
      IEND=LU
    5 CONTINUE
C
C        BILDUNG EINES MITTLEREM WERTES DER DATEN UBER 50 MESSPUNKTE
C        VOM START I4 AN
C
      TRORB = 0.
      K=60
      IK=I4+K
      IKL=10
      DO 1 L=I4,IK,IKL
      I5=L+IKL
      SY=0.
      DO 2 II=L,I5
      SY=SY+Y(II)
    2 CONTINUE
      TRORB=TRORB+SY/(IKL+1)
    1 CONTINUE
      T=((IK-I4)/IKL)+1
      TRORB=TRORB/T
C
C     WRITE(3,11)IEND,TRORB
C  11 FORMAT(/20X,'ENDE',I10/,20X,'TRANSMISSION DER ORBITA',F20.5)
      RETURN
      END

FEATURES SUPPORTED
 ONE WORD INTEGERS
```

```
      ...(Y(1),F,IEND,IANF)
C
C     ******************************************************************
C
C        ...UNTERPROGRAMM ZUR BERECHNUNG DER ANZAHL DER ZUR KIEFERUNG DE...
C        KRITERIUM IST EINE MAXIMALE MITTLERE DREIECKSFLÄCHE
C        JEWEILS 60 DIGITALWERTE DIE NICHT IN DER ZAHLENLISTE LIEGT
C        IANF = KNO = PLATZZAHL DES MITTELPUNKTES DER BEIDEN DIE
C        KIEFERHÄLFTE BENEIGTEN DREIECKSSEITE
C
C     ******************************************************************
C
      DIMENSION Y(1)
      IANF=0
      FMAX=0.
      FMIN=0.
      IZ=0
      IF(IL-1500)    77,77,78
   78 IS=0
      RETURN
   77 CONTINUE
      CONTINUE
      K1=4
C
C        WAHLMODUS FÜR 90 DIGITALWERTE
C
      CALL DATSW (15,ION)
      GO TO (111,112),ION
  111 CONTINUE
      K3=30
      K2=IEND-7*K3
      K6=3
      GO TO 113
  112 CONTINUE
C
C        WAHLMODUS FÜR 60 DIGITALWERTE
C
      K3=20
      K2=IEND-7*K3
      K6=2
  113 CONTINUE
C
C        BERECHNUNG EINES DREIECKES MIT MAXIMALER FL=CHE
C
      DO 5001 J1=K1,K2,K3
      Y1=0.
      Y2=0.
      Y3=0.
      K4=J1
      K5=J1+K3-1
      DO 5002 J2=K4,K5,K6
 5002 Y1=Y1+Y(J2)
      K7=K5+1
      K8=J1+2*K3-1
      DO 5003 J3=K7,K8,K6
 5003 Y2=Y2+Y(J3)
      K9=K8+1
      K10=J1+3*K3-1
      DO 5004 J4=K9,K10,K6
 5004 Y3=Y3+Y(J4)
      F=-Y1+2*Y2-Y3
      IF(F-FMAX)  102,102,101
  101 FMAX=F
      IFMAX=J1+3*K3/2
  102 IF(FMIN-F)  5001,5001,103
  103 CONTINUE
      IF (IZ)  125,125,126
  125 CONTINUE
      IF(Y2-Y3)  106,106,105
  106 GO TO 104
  105 IF((Y2-Y3)-Y2/10)  104,104,5001
  126 CONTINUE
  104 FMIN=F
      IFMIN=J1+3*K3-(K3/4)*3
C     WRITE(3,11)FMIN,IFMIN,Y1,Y2,Y3
C  11 FORMAT('FI',E20.5,I10,3E20.5)
      IANF=IFMIN
 5001 CONTINUE
      IF(IANF)  120,120,121
  120 CONTINUE
      IZ=1
      GO TO  1
  121 CONTINUE
C     PRINT 10,FMAX,IFMAX,FMIN,IFMIN
C  10 FORMAT(E12.5,I5,E12.5,I5)
C
C        BERÜCKSICHTIGUNG DER ANZAHL DER DIGITALWERTE IN DER KIEFERHÄLFTE
C
      IF ((IEND-IANF)-480)              20,30,30
   30 FMAX=FMAX+FMIN
   20 CONTINUE
      RETURN
      END

BEAT REQUIRED
ONE 4000 WORDS
```

```
      SUBROUTINE FLAEO (YO,IEND,TRORB,TRKNO,IANF,M,FLEN,STRN,IKR,A1,A2)
C
C     ******************************************************************
C
C     BERECHNUNG DER EXTINKTIONSFLAECHE ER
C     BERECHNUNG DES LINIENINTEGRALES DER SCHWAECHUNG LR
C     NORMIERUNG AUF EINHEITSLAENGEN
C
C     M = NR OF FILE
C     IEND = FLAECHENBERECHNUNGSENDE
C     IANF = FLAECHENBERECHNUNGSANFANG
C     TRKNO = TRANSMISSION IN ZAHNLEISTE
C     TRORB = TRANSMISSION IN ORBITA
C
C     IMN = ANZAHL DER DIGITALWERTE IN KIEFERHOEHLE
C     FLEN = NORMIERTE EXTINKTIONSFLAECHE
C     STRN = NORMIERTES LINIENINTEGRAL DER EXTINTION
C
C        FALLS DATASWITCH 10 ON IST WERDEN DIE NORM. FLAECHE UND DIE
C        NORMIERTE STRECKENLAENGE AUSGEDRUCKT
C
C     ******************************************************************
C
      DIMENSION YO(1)
      DIMENSION A1(1)
      DIMENSION A2(6,3)
      FL=0.
      FLE=0.
C
C        ZUORDNUNG DER DATEN ZUR TRANSMISSION DER ORBITA UND
C        DER TRANSMISSION DER ZAHNLEISTE
C
      B = 1/(-TRORB+TRKNO)
      A = -B*(TRORB)
      DO 100 I=IANF,IEND
      ROE=A+B*YO(I)
C
C        UMWANDLUNG IM EXTIONKTION
C        BERECHNUNG DES EXTINKTIONSINTEGRALES
C
      IF(ROE)       100,100,200
  200 FL=FL+ROE
      FLE=FLE+(-ALOG(ROE))
  100 CONTINUE
C     WRITE(3,10)FL,FLE
C  10 FORMAT(/'FLAECHE',F20.5/'EXTINKTIONSFLAECHE',F20.5/)
      IMN=IEND-IANF
      FLN=FL/IMN
C
C        NORMIERUNG AUF EINHEITSLAENGE
C
      FLEN=FLE/IMN
      STR=0.
      D=0.
C
C        BERECHNUNG DES LINIENINTEGRALES DER SCHWAECHUNG
C
      DO 300 L=IANF,IEND
      LK=L+1
      D=((YO(L)-YO(LK))**2+1**2)**0.5
      STR=STR+D
  300 CONTINUE
C
C        NORMIERUNG AUF EINHEITSLAENGE
C
      STRN=STR/IMN
C     WRITE(3,30)STRN
C  30 FORMAT('NORMIERTE LAENGE',F20.4)
      CALL DATSW (10,IK1)
      GO TO (3000,4000),IK1
 3000 CONTINUE
      WRITE(3,70) IMN,FLEN,STRN,IANF,IEND,M
   70 FORMAT(I15,5X,2F20.5,3I20/)
 4000 CONTINUE
C
C        SPEICHERN DER ANZAHL DER MESSPUNKTE IN DER KIEFERHOHLE,DES EXTINKTIONS
C        INTEGRALES UND DES LINIENINTEGRALES
C
      K=IKR
      KK=IKR+1
      KKK=IKR+2
      A1(K)=IMN
      A1(KK)=FLEN
      A1(KKK)=STRN
      IF(IKR-1)  1000,2000,1000
 2000 CONTINUE
      RETURN
 1000 CONTINUE
C
C   BILDUNG VON  M,SUMME F,SUMME L,SUMME DIGITALPUNKTE UND DIE QUADRATSUMMEN
C
      DO  400 I=1,6
      DO  400 J=1,3
      A2(I,J) = A2(I,J)+A1(I)**(J-1)
  400 CONTINUE
      RETURN
      END
```

```
*LIST SOURCE PROGRAM
      SUBROUTINE   INDS (I***,A1)
C*************************************************************************
C
C        SUBROUTINE SCHREIBT ANZAHL DER MESSPUNKTE , NORMIERTE EXTINKTIONS
C        FLAECHE UND NORMIERTES LINIENINTEGRAL AUS EINEN PLATTENSEKTOR
C
C*************************************************************************
      DIMENSION A1(6)
      WRITE(6'LNM) (A1(I),I=1,6)
      LNM=LNM-1
      READ(6'LNM) (A1(I),I=1,6)
      CALL DATSW(14,IOM)
      GO TO (6000,7000),IOM
 6000 CONTINUE
      WRITE(3,15) (A1(I),I=1,6)
   15 FORMAT(6F20.4)
 7000 CONTINUE
      RETURN
      END
      END

FEATURES SUPPORTED
 ONE WORD INTEGERS
```

```
C
      SUBROUTINE MISTA (A2)
C
C*************************************************************************
C
C        DIESE SUBROUTINE WIRD AM ENDE DES MAINL PROGRAMMS AUFGERUFEN
C        ODER VORHER DURCH EINSCHALTEN DES DATASWITCH 0
C
C        BILDUNG DER MITTELWERTE UND DER STANDARDABWEICHUNGEN DER
C        EXTINKTIONSINTEGRALE UND DES LINIENINTEGRALE DES VIERERWINKELS
C        BEREICHES
C        SM = MITTELWERTE
C        STA = STANDARDABWEICHUNGEN
C
C*************************************************************************
C
      DIMENSION A2(6,3),SM(6),STA(6)
      DO 200 JJ=1,6
      IF(A2(JJ,1)-1)  200,200,201
  201 CONTINUE
      SM(JJ)=A2(JJ,2)/A2(JJ,1)
      STA(JJ)=((A2(JJ,3)-A2(JJ,2)*A2(JJ,2)/A2(JJ,1))/(A2(JJ,1)-1))**0.5
  200 CONTINUE
C
      WRITE(3,17)
      WRITE(3,15) (SM(K1),K1=1,3),(STA(K3),K3=1,3)
      WRITE(3,16) (SM(K2),K2=4,6),(STA(K4),K4=4,6)
   15 FORMAT(//'VOR SPUELUNG',1X,3E14.8,10X,3E14.8)
   16 FORMAT(//'NACH SPUELUNG',3E14.8,10X,3E14.8)
   17 FORMAT(/////12X,'ANZAHL DER PUNKTE',3X,'FLAECHE',6X,'LAENGE',22X,'
     1STANDARDABWEICHUNGEN',/)
C
      RETURN
      END

FEATURES SUPPORTED
 ONE WORD INTEGERS
```

C) ERGEBNISSE UND DISKUSSION

I. ERGEBNISSE BEI DER AUTOMATISCHEN BESTIMMUNG DER CHARAKTERISTISCHEN VERSCHATTUNGSPARAMETER EXTINKTIONSINTEGRAL F_r UND TRANSMISSIONSSCHWANKUNG L_r DER KIEFERHÖHLEN IN DEN RÖNTGENAUFNAHMEN

Bei 124 Patienten mit chronisch-erkrankten, therapeutisch problematischen Kieferhöhlen der Hals-Nasen-Ohrenklinik werden von zwei zeitlich versetzten Röntgenaufnahmen eines Patienten die mittleren Schwächungen der Röntgenstrahlen eines Schnittprofils F_r und die mittlere Transmissionsschwankung L_r des Kieferhöhlenbereiches aus der Transmission der Röntgenaufnahmen errechnet und verglichen.

Das Kollektiv unterlag folgenden Kriterien:

1. Die Patienten mußten an einer chronischen Kieferhöhlenerkrankung leiden.
2. Es muß eine Röntgenaufnahme zu Beginn der Behandlung und eine Kontrollaufnahme 8 bis 12 Tage nach Beginn der Therapie vorliegen. Die Therapie schließt eine Kieferhöhlenspülung ein.

Auf weitere Aufschlüsselung des Patientenkollektivs nach diversen, zusätzlichen, konservativen Maßnahmen wurde verzichtet. Ein Zeitabstand von 8 bis 12 Tagen wurde gewählt, weil in diesem Zeitintervall bei einem hohen Prozentsatz visuell keine Änderung der Erkrankung in der Röntgenaufnahme erkannt werden kann (47 % der Kontrollaufnahmen werden als gleich verschattet befundet, Tab. 8, S. 73).

In den folgenden Tabellen sind die statistisch gemittelten Ergebnisse der berechneten Parameter F_r und L_r, sowie die Anzahl der Meßpunkte

im Kieferhöhlenbereich einschließlich ihrer Standardabweichungen und Variationskoeffizienten aufgelistet. Zunächst wird das Kollektiv der Röntgenaufnahmen vor der Therapie dem Kollektiv der Kontrollaufnahmen danach gegenübergestellt.

Die Tabelle 3 führt zunächst auf, daß in den Kontrollaufnahmen im Kollektiv eine größere Anzahl Meßpunkte registriert wird. Im Unterschied zu den Voraufnahmen werden 3, 7 % mehr Meßpunkte gezählt. Dies kann als Kennzeichen einer verringerten Randverschattung gewertet werden. In den Kontrollaufnahmen ist die Profillänge um rund 4 % verlängert. Der Durchmesser der abgebildeten Kieferhöhlen beträgt 2, 28 cm im Kollektiv der Aufnahmen vor der Therapie und 2, 37 cm im Kollektiv der Kontrollaufnahmen, was einer Abnahme der Schleimhautdicke von 1 mm gleichkommt. Die Standardabweichungen der Meßpunkte vom Mittelwert von etwa 100 entsprechen einem Variationskoeffizienten von 0, 32 bis 0, 34. Die abgebildeten Kieferhöhlen im gesamten Patientengut unterscheiden sich in ihrer Größe um 30 %. Dies macht deutlich, daß Normierung auf Einheitslänge für den Vergleich unerläßlich ist.

Das mittlere normierte, der Schwächung der Röntgenstrahlen identische Extinktionsintegral F_r der Kieferhöhlen ist im Krankengut in den Kontrollaufnahmen um 15 % größer. Die Zunahme des Extinktionsintegrals bedeutet proportionale Abnahme der Transmission der Röntgenaufnahme. Im Mittel wird in den Kontrollaufnahmen eine meßbare Abnahme der Verschattung durch Rückbildung des pathologisch-absorbierenden Materials in der Kieferhöhle registriert. Die prozentuale Abnahme der Verschattung läßt sich größenmäßig zwar nicht direkt auf die Abnahme der Dicke der Schleimhaut oder auf die des Sekretes in der Kieferhöhle übertragen; sie stellt jedoch einen proportionalen Wert dar. Aus dem Variationskoeffizienten läßt sich erkennen, daß die Größe der Extinktionsintegrale sich im Kollektiv wie die Mittelwerte der Meßpunkte etwa um 30 bis 40 % unterscheiden. Die Einzelergebnisse werden nach verschiedenen Gesichtspunkten in den folgenden, in Fotographien festgehaltenen Tabellen aufgeführt.

Tab. 3

Anzahl der Röntgenbilder vor der Therapie	124		
	Mittelwert	Standardabweichung	Variationskoeffizient
Anzahl der Meßpunkte in der Kieferhöhle	327,21	112,09	0,343
normierte Extinktionsfläche F_r	1,476	0,572	0,388
normierte Schwankung L_r	92,849	38,198	0,416

Anzahl der Röntgenbilder während bzw. nach der Therapie	124		
	Mittelwert	Standardabweichung	Variationskoeffizient
Anzahl der Meßpunkte in der Kieferhöhle	339,76	102,27	0,316
normierte Extinktionsfläche F_r	1,715	0,694	0,405
normierte Schwankung L_r	92,08	34,534	0,375

Die Schwankung der Transmission L_r ist sowohl in den Aufnahmen vor der Therapie, wie in den Kontrollaufnahmen, annähernd gleich.

Theoretisch führt zwar eine Abnahme des absorbierenden Materiales zu einer Verlängerung des konvexen Linienverlaufes bei homogen verteiltem Material. Das Material der Kieferhöhle und der gesamte durchstrahlte Schädel bestimmen jedoch durch ihre Inhomogenität die Gesamtgröße des Linienintegrales und führen zu deren Verlängerung. Aus diesem Grunde eignet sich das Linienintegral der Extinktion allein zur Befundung des Kieferhöhlengebietes nur bedingt und kann nur in Verbindung mit dem Flächenintegral herangezogen oder als ergänzender Befund verwendet werden.

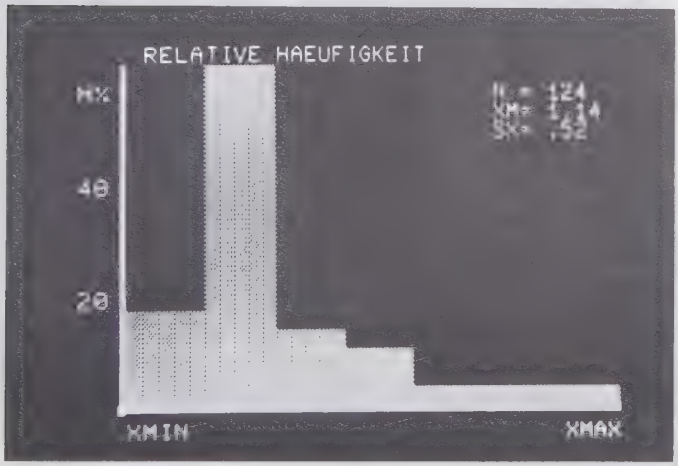
Die folgenden Diagramme, Tab. 4, 5, 6, sind Häufigkeitsverteilungen der Quotienten aus den Ergebnissen vor der Therapie und den Kontrollen während bzw. nach der Therapie. Die Tabelle 4, S. 69, zeigt die relative Häufigkeit der Verhältnisse der Meßpunkte der Kontrollaufnahmen zu denen der Aufnahmen vor der Therapie innerhalb der Kieferhöhle.

Der Quotient der Meßpunkte beträgt im Mittel 1, 14 bei einer Standardabweichung von 0, 52. Die überwiegende Anzahl der Ergebnisse liegt im engen Bereich um den Mittelwert, wohingegen einzelne Ergebnisse stärker abweichen. Im Mittel wird in den Kontrollaufnahmen ein verlängertes Profil gefunden, wie es bereits die Tabelle 3 darstellte.

Bei der Schlußfolgerung muß die relativ hohe Standardabweichung einkalkuliert werden.

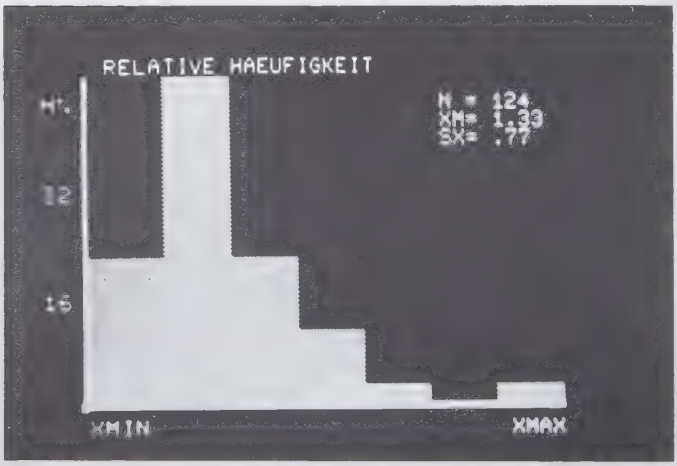
Der Quotient der registrierten Meßpunkte zeigt weiter, daß die Kieferhöhle bei wiederholten Aufnahmen unterschiedlich groß auf den Röntgenfilm projiziert wird. Die Normierung des Schnittprofiles auf eine Einheitslänge ist daher zu Vergleichszwecken wesentlich.

Tab. 4 Relative Häufigkeit der Meßpunkte innerhalb der Kieferhöhle während/zu vor der Therapie.
Anzahl = N
Mittelwert = XM
Standardabweichung = SX
Optimierte Darstellung der Häufigkeit von Größen-Klassen des Merkmales N_{nach}/N_{vor} der Therapie.
XMAX = 3,5; XMIN = 0,3, XMAX, XMIN kennzeichnet die Abszissengrenze. Klassenzahl = 7. Auf der Ordinate ist die prozentuale Häufigkeit abgetragen



Die folgende Abbildung, Tab. 5, stellt die Häufigkeitsverteilung des Quotienten F_r während bzw. nach der Therapie zu F_r vor der Therapie dar.

Tab. 5 Relative Häufigkeit des Verhältnisses der Extinktionsflächen $F_{r\,nach} / F_{r\,vor}$ der Therapie
Anzahl = N
Mittelwert = XM
Standardabweichung = SX
Optimierte Darstellung der Häufigkeit von Größen-Klassen des Merkmales $F_{r\,nach} / F_{r\,vor}$ der Therapie.
XMAX = 5,3; XMIN = 0,01. XMAX, XMIN kennzeichnet die Abszissengrenze. Klassenzahl = 7. Auf der Ordinate ist die prozentuale Häufigkeit abgetragen



Im Mittel beträgt der Quotient der 'Röntgenschwächungen' F_r nach zu F_r vor der Therapie durch die Kieferhöhle 1,33 bei einer Standardabweichung von 0,77. Die überwiegende Anzahl der Quotienten liegt im engen Bereich um den Mittelwert, während zwei Werte stärker und einer sehr stark abweicht.

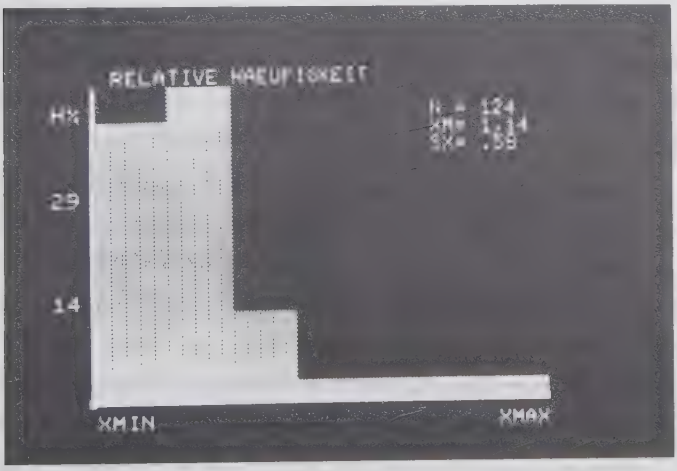
Die mittlere Säule der Tabelle 5 - Graphik repräsentiert 60 Quotienten der 124 vorkommenden (= 48,4 %), die beiden angrenzenden jeweils 26, während die dritte die Anzahl 11 besitzt. Aus der Tabelle läßt sich entnehmen, daß während der Therapie (8-12 Tage nach Therapiebeginn) im Mittel in einer großen Anzahl der Röntgenaufnahmen eine deutliche Zunahme der Extinktionsfläche F_r in den Kontrollaufnahmen nachzuweisen ist. Diese bedeutet eine deutliche Abnahme der Röntgenschwächung

in den Kontrollaufnahmen durch die erkrankte Kieferhöhle. Der Therapieerfolg läßt sich quantifizieren. In etwa 25 % der Fälle ist trotz Therapie eine Verschlechterung des Krankheitsgeschehens mit Zunahme der Röntgenschwächung eingetreten.

Die Tabelle 6 hält die Häufigkeitsverteilung des Quotienten der Linienintegrale L_r vor zu L_r nach der Therapie fest.

Tab. 6 Relative Häufigkeit des Verhältnisses der Linienintegrale L_r nach/L_r vor der Therapie

Anzahl = N
Mittelwert = XM
Standardabweichung = SX
Optimierte Darstellung der Häufigkeit von Größen-Klassen des Merkmales L_r nach / L_r vor der Therapie.
XMAX, XMIN kennzeichnet die Abszissengrenze. Klassenzahl = 7. Auf der Ordinate ist die prozentuale Häufigkeit abgetragen.



Der Quotient der Linienintegrale der Schwankung L_r nach der Therapie zu vorher beträgt im Mittel 1, 14, die Standardabweichung 0, 58. Nahezu alle Ergebnisse liegen im Bereich des Mittelwertes um 1. Das Linienintegral der Extinktion L_r wird zwar durch die Therapie geringfügig verlängert, jedoch fließt in den Wert die Inhomogenität des durchstrahlten

und schwächenden Mediums ein. Zur exakten Kennzeichnung und Quantifizierung der Schwächung der Röntgenstrahlen durch den Kieferhöhlenbereich und therapiebedingter Änderung der Schwächung ist das Linienintegral der Extinktion nicht so aussagekräftig, wie das Flächenintegral der Extinktion. Daher wird im weiteren nur das Flächenintegral der Extinktion herangezogen.

II. VERGLEICH DES BERECHNETEN FLÄCHENINTEGRALES F_r DER KIEFERHÖHLE MIT DER VISUELLEN AUSWERTUNG

Nachdem das Verfahren der automatischen Messung und Verarbeitung der Extinktion der Röntgenaufnahme für die Auswertung der Kieferhöhle neu ist, ist es interessant zu untersuchen, wieweit die ermittelte Maßzahl F_r mit der herkömmlichen, visuellen Auswertung der Röntgenaufnahmen korreliert.

Die folgende Tabelle 7 gruppiert die densitometrisch ermittelten, normierten Flächenintegrale F_r der Aufnahmen vor der Therapie zu den Kontrollaufnahmen nach folgenden Kriterien:

a) Zunahme der Extinktionsfläche um mehr als 10 %. Dies ist gleichbedeutend mit einer deutlichen Abnahme des absorbierenden und streuenden Materiales in der Kieferhöhle = deutliche Besserung des pathologischen Zustandes.

b) Veränderung der Extinktionsfläche in der Größe $|10\ \%|$ wird als nur geringe Änderung des pathologischen Zustandes angesehen = gleichgebliebener oder unwesentlich veränderter Zustand

c) Abnahme der Extinktionsfläche um mehr als 10 % bedeutet deutliche Zunahme des absorbierenden und streuenden pathologischen Materiales = deutliche Verschlechterung des pathologischen Zustandes

Tab. 7

	Anzahl	Prozentsatz
Besserung	74	60 %
gleicher Zustand	7	6 %
Verschlechterung	43	34 %

Das Extinktionsintegral F_r des Kieferhöhlenbereiches weist in den Kontrollaufnahmen in 60 % der Fälle einen größeren Wert auf als in den Aufnahmen vor der Therapie durch Abnahme des röntgenschwächenden Materiales. In 34 % der Fälle wird eine Abnahme der Extinktionsfläche F_r durch Verschlechterung des Krankheitsgeschehens registriert. Legt man willkürlich eine 10 %ige Änderung der Extinktion als deutlichen Unterschied fest, liegen lediglich 6 % der Kontrollaufnahmen unter dieser 10 % Marke. Bei nur einem geringen Anteil der Röntgenaufnahmen beträgt die Änderung der Extinktion weniger als 10 %.

Die visuelle Auswertung der Röntgenaufnahmen vor der Therapie zu den entsprechenden Kontrollaufnahmen wird nach folgenden Kriterien der Kieferhöhlenverschattung vorgenommen:

a) Besserung der Verschattung
b) nicht zu unterscheidende Verschattung
c) Zunahme der Verschattung.

Tabellarisch sieht dies im Kollektiv folgendermaßen aus:

Tab. 8

	Anzahl	Prozentsatz
Besserung	50	40 %
gleich	58	47 %
Verschlechterung	16	13 %

Visuell läßt sich eine Änderung des Kieferhöhlenbefundes nach der Therapie aus der Röntgenaufnahme in 47 % der Fälle nicht erkennen. Dies begründet die Notwendigkeit, Methoden zu erarbeiten, die zu einer wesentlich differenzierteren Auswertung der Röntgenaufnahmen führen. Die densitometrisch gemessene Transmission der Röntgenaufnahme, die Berechnung der Extinktion und ihre Quantifizierung erfüllen diese Forderungen.

Die folgende Tabelle stellt die Einzelauswertung der visuellen Befundung der automatischen Auswertung der Röntgenaufnahmen an Hand des Extinktionsintegrales F_r gegenüber.

Tab. 9

visuell			automatisch		
verbessert	gleich	verschlechtert	verbessert	gleich	verschlechtert
50	-	-	42 (84%)	2 (4%)	6 (12%)
-	58	-	26 (45%)	6 (10%)	26 (45%)
-	-	16	9	-	7

Die visuell ermittelte Besserung des Krankheitsgeschehens aus der Röntgenaufnahme wird in 84 % der Fälle ebenfalls automatisch gefunden, während 14 % der Fälle mit der automatischen Meßmethode anders gewertet werden.

Die visuell nicht zu unterscheidenden Kieferhöhlenverschattungen werden durch die Extinktionsbestimmung zu 90 % weiter differenziert, selbst wenn strenge Maßstäbe für die Änderung angewandt werden (10 %iger Unterschied muß mindestens vorliegen).

In der Gruppe der Kontrollaufnahmen, die visuell als verschlechtert oder stärker verschattet befundet wurden, wird mit einer automatischen Extinktionsbestimmung in nahezu 50 % der Fälle ein gleiches Ergebnis gefunden, während die andere Hälfte zu der Gruppe der Verbesserung des pathologischen Zustandes zählt. In den Röntgenaufnahmen kommt

bei der Nachprüfung sowohl ein hoher Verschattungsgrad vor, sowie eine zumeist etwas überbelichtete Aufnahmequalität, die möglicherweise zur visuellen Fehleinschätzung führten.

Insgesamt betrachtet, wird mit dem normierten Extinktionsintegral F_r ein Parameter für den pathologischen Zustand der Kieferhöhle aus der Röntgenaufnahme erarbeitet, der besonders kleine Unterschiede im Verschattungsgrad der Aufnahmen aufzuzeigen und zu quantifizieren vermag und der eine hohe Übereinstimmung mit dem visuellen Befund aufweist.

III. ZUSAMMENFASSUNG

Im Bemühen, eine optimale, konservative Therapie der chronisch-erkrankten Kieferhöhle zu erarbeiten und objektiv zu kontrollieren, wird mit Hilfe der elektronischen Datenverarbeitung die Information der Röntgenaufnahme über den pathologischen Zustand der Kieferhöhle in eine zugeordnete Maßzahl transformiert. Geringgradige Veränderungen der Erkrankung, wie sie für die Therapie der chronischen Sinusitis charakteristisch sind, werden durch diese Quantifizierung erkennbar, obwohl sie visuell nicht nachzuweisen sind.

In dem vorliegenden Pilotversuch wird aufgezeigt, welche Möglichkeiten ein automatisches Meßsystem bietet, das Teile einer Röntgenaufnahme zu quantifizieren und darüber hinaus comparabel zu gestalten vermag. Das Ergebnis ist eine charakteristische, der Massenschwächung der Röntgenstrahlen durch den Kieferhöhlenbereich proportionale Größe, die über die Transmissionsmessung der Röntgenaufnahme errechnet wird.

In der Röntgenaufnahme wird ein repräsentativer Längsschnitt durch die maximale Ausdehnung der Kieferhöhle in einzelne Bildpunkte zerlegt, in ein zeitliches Nacheinander aufgeschlüsselt und die Transmission jedes Bildpunktes densitometrisch gemessen. Im angeschlossenen Rechner

wird die Ausgangsspannung des Densitometers nach analog-digitaler Umsetzung registriert und abgespeichert. Die Verbindungslinie der punktweise gemessenen Transmission des Kieferhöhlengebietes und ihrer benachbarten Gebiete stellt nach Berechnung der Extinktion ein charakteristisches Profil für die Beschaffenheit des Gewebes dar, das sich durch einen pathologischen Zustand der Kieferhöhle proportional der Massenschwächung für Röntgenstrahlen entsprechend der Beschaffenheit der Schleimhaut und der Sekretanteile ändert. Zwei Parameter, die sich aus dem Profil ergeben, lassen sich berechnen. Sie ändern ihre Größe proportional der Massenschwächung der Röntgenstrahlen durch die Kieferhöhle.

Der erste Parameter beinhaltet die mittlere Schwächung der Röntgenstrahlen durch die Sekret-Gewebe und Luftanteile der Kieferhöhle. Er wird nach den physikalischen Überlegungen Extinktionsintegral F_r genannt und beinhaltet die Fläche unter der Verbindungslinie der umgerechneten Transmissionsdaten in ihre entsprechende Extinktion. Die die Flächenberechnung begrenzenden Koordinaten stellen die maximale Transmission der knöchernen Zahnleiste, die Basistransmission des Orbitabereiches und die rechnerisch ermittelten Kieferhöhlengrenzen dar. Die Extinktion spiegelt die exponentiellen Verhältnisse der Massenschwächung für Röntgenstrahlen wider. Die Summierung der Extinktionsdaten innerhalb des Kieferhöhlenbereiches ergibt den charakteristischen Parameter F_r, der ein genaues Maß für den Zustand der Kieferhöhle darstellt.

Der zweite Parameter kennzeichnet die Größe der Profillänge der Eingabedaten und wird als mittlere Schwankung der Transmission L_r bezeichnet. Zwischen den Kieferhöhlengrenzen wird die mittlere Schwankung berechnet. Inhomogenitäten der röntgenstrahlenschwächenden Mediums fließen in diesen Parameter ein und müssen berücksichtigt werden.

Zu Ende werden die beiden Parameter F_r und L_r durch die Anzahl

der Meßpunkte der Kieferhöhle geteilt, so daß die Kieferhöhlen auf eine Einheitslänge normiert werden. Dieser Schritt bringt den Vorteil, daß Vergleichbarkeit der berechneten Maßzahlen für die unterschiedlich groß abgebildeten Kieferhöhlen erreicht wird. Statistische Untersuchungen können sich anschließen.

Die Kieferhöhlengrenzen werden in den Transmissionsdaten automatisch und ohne den Rechenprozeß beeinträchtigende, subjektive Markierungen bestimmt, indem geometrische, dem Linienzug nahekommende Größen, wie der steilste Gradient des Kurvenzuges und eine maximale Dreiecksfläche, innerhalb eines Gipfels des Kurvenzuges benützt werden. Durch den Abzug der Basisschwächung der Röntgenstrahlen entlang ihres Weges durch das gesamte Gewebe des Kopfes bei der Aufnahme und durch die Normierung auf die Röntgenschwächung durch die knöchernen Strukturen der Zahnleiste, beinhalten die berechneten Parameter des Extinktionsintegrales F_r und die Schwankung der Transmission L_r nahezu nur die Gewebe-, Sekret- und Luftanteile der Kieferhöhle. Durch Umwandlung der Transmission in Extinktion wird die Schwärzung der Röntgenaufnahme zu Grunde gelegt und damit große Annäherung an in vivo Gegebenheiten für die Schwächung der Röntgenstrahlen erreicht.

Der besondere Wert der erarbeiteten Maßzahl des Extinktionsintegrales F_r liegt jedoch in seinem quantifizierenden Charakter. Das normierte Extinktionsintegral ist frei von subjektiver Wertung und für statistische Untersuchungen verwendbar. Gleiches trifft für die mittlere Schwankung der Transmission L_r zu, die die Informationen über die Unregelmäßigkeiten der Schleimhautdicke enthält.

Die berechneten Maßzahlen F_r und L_r bieten die Möglichkeit, kleine Schwärzungsunterschiede zweier Röntgenaufnahmen aufzuzeigen und sie eignen sich gleichermaßen zur Kontrolle und Vergleichbarkeit mehrerer Röntgenaufnahmen eines wie mehrerer Patienten sowie verschiedener Kollektive. Im Vergleich zur visuellen Auswertung wird eine Wertung mit mehr als 1600 Stufen erreicht, wie sie mit dem Auge nicht zu errei-

chen ist. Die Parameter sind in der Lage therapeutische Bemühungen und Erfolge in der Behandlung chronisch-erkrankter Kieferhöhlen mit exakter Abstufung objektiv über die Messung der Verschattung der Röntgenaufnahmen aufzuzeigen und nachzuweisen.

Zur Erarbeitung optimaler Größen ist eine exakte, geometrische Röntgenaufnahme mit klar konturiertem Kieferhöhlengebiet notwendig, wie es die occitpitomentale Projektion im allgemeinen erbringt. Die Aufnahmehelligkeit spielt keine Rolle, sofern sie sich innerhalb der Toleranzgrößen des Röntgenfilmes bewegt. Benötigt wird ein Densitometer mit einem angeschlossenen Rechner unter Zwischenschaltung eines analog-digitalen Konverters.

Die aufgezeigte Auswertung der Röntgenaufnahme - die Quantifizierung der Verschattung der Röntgenaufnahme über die Berechnung der Extinktion - erweitert die bisherigen Untersuchungsverfahren bei der Erfassung und Charakterisierung des pathologischen Zustandes der Kieferhöhle. Die Quantifizierung des Grades der Veränderung der Schleimhaut und des Sekretes innerhalb der Kieferhöhle bietet beispielsweise im Vergleich zur Computertomographie nicht nur das Bild der Erkrankung sondern darüberhinaus eine statistisch verwertbare Größe oder Maßzahl. Die Untersuchungsmethode beinhaltet zudem keine, über die routinemäßige Röntgenaufnahme hinausgehende, zusätzliche Strahlenbelastung für den Patienten und benötigt keine zeitaufwendigen oder kostspieligen Patientenuntersuchungen. Sie wurde speziell für die Erarbeitung einer optimalen, konservativen Therapie der chronischen Sinusitis und deren Verlaufskontrolle ausgearbeitet.

Herrn Akad. Direktor Dr. Karl SCHINDLER danke ich ganz herzlich für seine bereitwillige Unterstützung bei der Lösung von Problemen im technischen und im EDV-Bereich.

LITERATURVERZEICHNIS

(1)	Schindler, K., Kraus, C.	Untersuchungen über nicht an Formkörper gebundene Lipide in der pathologischen Kieferhöhle. Arch. Oto-Rhino-Laryng. 218, (1977), 61
(2)	Van Dishoeck, H. A. E.	Allergy and Infection of the Paranasal Sinuse. Fortschr. HNO-Heilk. 10 S. Karger, Basel (1961), 1
(3)	Welin, C. S.	Die Nasennebenhöhlen. In: Lehrbuch der Röntgendiagnostik 6. Aufl., Bd. III, hrsg. v. Schinz H. R. et al., Thieme Verlag Stuttgart (1965), 510
(4)	Kley, W.	Röntgenologische Differentialdiagnose der Nasennebenhöhlenerkrankungen unter besonderer Berücksichtigung des Schichtbildes. HNO Berl. 15, (1967), 153
(5)	Rosenberg, G.	Nasennebenhöhlenentzündungen bei Grippe. Z. Laryng. Rhinol. 37, (1958), 491
(6)	Schiratzki, H.	Upper airway resistance in normal man during mouth breathing. Acta oto-laryng. 58, (1964), 535
(7)	Ogura, J. H.	Physiologic relationships of the upper and lower airways. Ann. Otol. (St. Louis) 79, (1970), 495
(8)	Blaha, K., et al.	Zur Frage der reflektorischen Verbindung der oberen und unteren Luftwege. HNO Berl. 18, (1970), 73
(9)	Krajina, Z.	The relationships between upper and lower respiratory tracts in bronchial asthma. Ann. Otol. (St. Louis) 79, (1970), 506

(10) Brain, J.D. — The uptake of inhalted gases by the nose. Ann. Otol. (St. Louis) 79, (1970), 529

(11) Wullstein, H. — Wegsamkeitsprüfung und Lüftung der Nasennebenhöhlenausführungsgänge, insbesondere des Ductus nasofrontalis mittels Luftdusche. Arch. Ohren-, Nasen- und Kehlkopfheilkunde 147, (1940), 139

(12) Zange, L. — Der Ductus nasofrontalis bei Stirnhöhlenerkrankungen und das Beck'sche Punktionsverfahren in seiner Bedeutung für Diagnostik und Therapie. Arch. Ohren-, Nasen- und Kehlkopfheilkunde 147, (1940), 114

(13) Jacobsgaard, J. — Pathologisch-anatomische Beiträge zur Frage nach den Fortleitungswegen der rhinogenen Meningitis. Z. Laryng. Rhinol. 26, (1936), 387

(14) Vilar-Fiol, R. — Recherches anatomiques sur le sinus maxillaire en rélation avec l' ethmoide et le sinus frontal. Rev. Laryng. (Bordeaux) 49, (1928), 675

(15) Minnigerode, B. — Zur Anatomie und klinischen Bedeutung des canalis ethmoidalis. Z. Laryng. Rhinol. 45, (1966), 554

(16) Eickhoff, H. — Neuro-histologische Beobachtungen an der Schleimhaut menschlicher Kieferhöhlen bei chronisch-eitrigen und eitrig-polypösen Entzündungen. Acta oto-laryng. 44, (1954), 119

(17) Pfeiffer, F. — Die orbitalen Komplikationen der Nasennebenhöhlenerkrankungen. Inaug.-Diss., Tübingen (1948)

(18) Ardouin, P. — L' évolution des cavités paranasales de l' homme. Acta oto-laryng. 53, (1961), 122

(19) Onodi, A. — Die Nebenhöhlen der Nase. A. Hölder, Wien (1905)

(20) Naumann, H. H. — Banale Entzündungen der Nase und ihrer Nebenhöhlen. In: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Ein kurzgefaßtes Handbuch in drei Bänden, hrsg. v. Berendes, Link, Zöllner, Band I: Obere und untere Luftwege. Thieme Verlag, Stuttgart (1964), 194

(21) Shida, M. — Clinical and statistical observation of nasal focal infection. J. Otolaryng. Jap. 73, Abstr. 4, part 1, (1970), 44

(22) Bjuggren, G. et al. — Occult sinusitis in children. Acta oto-laryng. 64, (1967), 37

(23) Kinnan, J. et al. — Bacterial flora in chronic purulent maxillary sinusitis. Acta oto-laryng. 64, (1967), 37

(24) Roseburg, B., Finkentscher, R. — Zur Chirurgie chronischer Stirnhöhlenerkrankungen. Mschr. Ohrenheilk. 104, (1970), 540

(25) Eigler, G., Drabe, J. — Komplikationen der Nasennebenhöhlenerkrankungen. In: Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. Ein kurzgefaßtes Handbuch in drei Bänden, hrsg. v. Berendes, Link, Zöllner, Band I: Obere und untere Luftwege. Thieme Verlag, Stuttgart (1964), 243

(26) Moesner, J., Illum, P. — Sinuscopical biopsy in maxillary sinusitis. Acta oto-laryng. 78, (1974), 113

(27) Thumfort, W. — Bedeutung und Grenze der Röntgenübersichtsaufnahme zur Diagnose und Indikation zur radikal voroperierten Kieferhöhle. HNO Berl. 26, (1978), 289

(28) McNeill, R. A. — Comparison of the findings on transillumination, x-ray, and lavage of the maxillary sinus. J. Laryng. (Lond.) 77, (1963), 1009

(29) Axelsson, A. et al. — A correlation between the radiological examination and the irrigation findings in maxillary sinusitis. Acta oto-laryng. 69, (1970), 302

(30) Bloss, W. — Das Bild als Informationsträger. In: Heuck, F. (Hrsg.): Densitometrie in der Radiologie. Symposium der "Gesellschaft für Biomedizinische Technik" gemeinsam mit der "Deutschen Röntgengesellschaft" (1971) Thieme Verlag, Stuttgart (1973), 2

(31) Dodt, E. — Lichtsinn. In: Keidel, W.D. (Hrsg.): Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. Thieme Verlag, Stuttgart (1975), 17-10

(32) Delesse, M.A. — Procédé mécanique pour déterminer la composition des roches. 3e ed. Paris: F. Saty 1866

(33) Rosiwal, A. — Verh. d.k. u.k. geol. Reichsanstalt. 5 u. 6. (1898), 13

(34) Glagoleff, A.A. — Engineer Mineral Journal 135 (1934), 399

(35) Brück, H.J. — Quantitative Bildanalyse heute. Labor Praxis, Werkstoffanalytik (1978), 18

(36) Heintzen, P. — Röntgen-, Cine- and Videodensitometrie. Thieme Verlag, Stuttgart (1971)

(37) Epple, E. — Röntgendensitometrie im Dialog mit der Datenverarbeitungsanlage. In: Heuck, F. (Hrsg.): Densitometrie in der Radiologie. Thieme Verlag, Stuttgart (1973), 10

(38) Heintzen, P., Malerczyk, V., Pilarczyk, J. — Neuere Verfahren zur Videodensitometrie und Videometrie. In: Heuck, F. (Hrsg.): Densitometrie in der Radiologie. Thieme Verlag, Stuttgart (1973), 25

(39)	Heuck, F., Schmidt, E.	Die quantitative Bestimmung des Mineralgehaltes der Knochen aus dem Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. 99, (1960), 523
(40)	Lau, E.	Equidensitometrie. Focal Press, New York - London (1968)
(41)	James, A.E.Jr.	Ausgewählte zukunftsweisende radiologische Darstellungstechniken. Radiologe 17, (1977), 144
(42)	Börner, W., Moll, E.	Empfindliches Meßverfahren zur radiologischen Bestimmung der Mineralsalzdichte in Spongiosa und Kompakta des Fingerknochens. Z.Orthopäd. 108, (1970), 503
(43)	Eggert, J.	Die Theorie des Röntgenbildes. In: Lehrbuch der Röntgendiagnostik, 6. Aufl., Bd. I, hrsg. v. Schinz H.R. et al. Thieme Verlag, Stuttgart (1965), 1
(44)	Buchmann, F.	Vermeßbarkeit des Röntgenbildes. In: Heuck, F. (Hrsg.): Densitometrie in der Radiologie. Thieme Verlag, Stuttgart (1973), 115
(45)	Bohlig, H.	Probleme und Erfahrungen mit der EDV-gerechten Röntgenbefundung und Pneumokoniosen. Radiologe 17, (1977), 1
(46)	Balz, G., Birkner, R., Wachsmann, F.	Experimentelle Untersuchungen über die Absorption von Röntgenstrahlen in verschiedenen Geweben. Strahlentherapie 94, (1955), 382
(47)	Laughlin, J.	Nucleonics 8 (1951), 5
(48)	Johns, H.E.	The Physics of Radiation Therapy. Charles C. Thomas, Springfield, Ill. (1953)
(49)	J.R. Geigy AG Pharmazeutische Abteilung	Documenta Geigy. Wissenschaftliche Tabellen. 7. Aufl., (1971)

LEBENSLAUF

Ich wurde am 25. Januar 1947 in Elgersburg/Thüringen als zweites Kind der Eheleute Dipl. Forsting. Michael Dworzak und Helga Dworzak, geb. Schulz, geboren.

Nach Besuch der Volksschule in Schönstedt/Thüringen, Griesbach im Rottal und Steinach/Saale trat ich im Jahre 1958 in das Neusprachliche Gymnasium Bad Kissingen ein, wo ich im Juli 1967 das Abitur ablegte.

Nach einem Semester Studium an der Technischen Hochschule Darmstadt, studierte ich in Würzburg seit 1968 Medizin. In der zweiten Jahreshälfte 1973 legte ich das medizinische Staatsexamen ab. Die Medizinalassistentenzeit absolvierte ich in der Medizinischen Universitätsklinik und im Juliusspital Würzburg. Am 1. Juni 1975 begann ich die Ausbildung zum Hautarzt in der Universitätshautklinik Würzburg.

Im Dezember 1974 heiratete ich Stud. Ref. Evelyn Martin.